



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS
MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM SILICONE DE
ADIÇÃO APÓS UM MÉTODO DE DESINFECÇÃO E
ESTERILIZAÇÃO**

Trabalho submetido por

Sara Lisboa Santos Fonseca Santos

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2014



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS
MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM SILICONE DE
ADIÇÃO APÓS UM MÉTODO DE DESINFECÇÃO E
ESTERILIZAÇÃO**

Trabalho submetido por

Sara Lisboa Santos Fonseca Santos

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Orientado por

Prof. Doutor Paulo Durão Maurício

Setembro de 2014

DEDICATÓRIA

À minha Mãe e Irmãos,

Que sempre estiveram lá para me apoiar e que sem eles não seria
o que sou hoje. E ao meu Pai que está sempre a olhar por mim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família, que esteve sempre a apoiar-me e que me transmitiu todos os valores que fazem de mim o que sou hoje.

Ao meu orientador, Professor Doutor Paulo Maurício, que sem a sua ajuda e dedicação, este trabalho não seria possível, que me orientou ao longo destes cinco anos de curso, a quem devo um dos grandes passos da minha vida (a escolha do meu curso) e grande parte do meu percurso académico.

Aos Professores Francisco Martins e José Reis que também tiveram um papel fundamental nesta investigação.

Aos professores da unidade curricular de Reabilitação Oral que me deram a oportunidade de estar como monitora no departamento onde aprendi muito.

A todos os professores do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, pelo conhecimento que me transmitiram ao longo destes cinco anos.

Ao Manuel Ferro, que sempre esteve presente para me apoiar e incentivar a ser melhor.

Aos meus amigos de longa data e aos que conheci durante a minha formação académica, que me acompanharam nos bons e maus momentos e que nunca esquecerei. Á minha colega de box Inês Reino que foi uma grande amiga nos últimos anos, que me conhece como ninguém e esteve sempre presente.

Á Dra. Fernanda Saraiva do Instituto Português da Qualidade que disponibilizou o laboratório e esteve sempre pronta a ajudar.

A todo o pessoal da manutenção da Clínica Dentária Egas Moniz que foram muito prestáveis.

Finalmente, um grande Obrigada à marca comercial 3M ESPETM, pela disponibilização do material para a realização deste estudo.

RESUMO

Objectivos: Avaliar o efeito da desinfecção e da autoclavagem, na estabilidade do Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM) e análise dos respectivos modelos de gesso.

Materiais e Métodos: As 90 amostras de silicone foram confeccionados com uma matriz metálica, de acordo com a norma ISO 4823:2000 para materiais de impressão elastoméricos. A viabilidade das amostras foi confirmada com a presença da linha de 75micra e foram constituídos 9 grupos. Os grupos 1, 2 e 3 correspondem ao Controlo a diferentes tempos (0 horas; 24h e 1semana); os grupos 4, 5 e 6 foram sujeitos a imersão durante 10 minutos em hipoclorito de sódio a 5,25% e medidos nos diferentes tempos (0 horas; Tm; 24h e 1semana) e ainda os grupos 7, 8 e 9 submetidos autoclavagem a 134°C durante 40 minutos também medidos nos diferentes tempos. Após a última medição, as amostras foram passadas a gesso tipo IV onde foi confirmado a reprodutibilidade da linha de 75 micra e também medida a estabilidade dimensional. As medições foram feitas com o Interferómetro de Michelson.

Resultados: Na analisa da alteração dimensional das amostras de silicone verificou-se que nos grupos de Controlo e Hipoclorito não existem alterações estatisticamente significativas ao longo do tempo ($p>0,05$). Nos grupos Autoclave conclui-se que, excepto os valores obtidos em Tm e 24h, todos os outros apresentam diferenças significativas de alteração ($p<0,05$). Para os modelos de gesso, nenhum dos grupos apresentou alterações estatisticamente significativas ao longo do tempo ($p>0,05$).

Conclusão: Tanto para os silicones como para modelos de gesso, as maiores alterações deram-se nos grupos Autoclave. As amostras de silicone devem ser passadas a gesso 24h depois da impressão. As alterações encontradas nos silicones são maiores do que as encontradas nos gessos, havendo assim uma aproximação destes à matriz inicial.

Palavras-Chave: Alterações dimensionais; PVS; Desinfecção; Esterilização; Interferómetro de Michelson.

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the effect of disinfection and sterilization, in the dimension stability of Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM) and analysis of the respective casts.

Materials and Methods: 90 silicon samples were prepared with a metal matrix, according to the standard ISO 4823:2000 for the elastomeric impression materials. The samples' viability was confirmed by the presence of 75micra line and 9 groups were formed. Groups 1, 2 and 3 correspond to the Control at different times (0h, 24h, 1week); groups 4, 5 and 6 were submitted to 10 minutes immersion in sodium hypochlorite at 5.25% and measured at different times (0h, Tm, 24h, 1week); and groups 7, 8 and 9 were submitted to autoclaving at 134 °C for 40 minutes and they were also measured at different times. After the last measurement, the samples were passed to plaster type IV and it was confirmed the reproducibility of the 75micra line and it was also measured the dimensional stability. The measurements were made with a Michelson interferometer.

Results: Following the silicone samples' dimensional change analyses, it was found that there weren't statistically significant changes over time ($p > 0.05$) in the Control and Hypochlorite groups. In the Autoclaving groups, it was concluded that except for the values obtained in Tm and 24h, all other values presented significant changes ($p < 0.05$). For the casts, none of the groups presented significant statistically changes over time ($p > 0.05$).

Conclusion: Both for silicones as for casts, the biggest changes were presented in the Autoclaving groups. The silicone samples must be passed to plaster after 24h printing. The changes found in silicones were bigger than those found in the plaster, which shows the highest capacity of the latter to maintain the initial reference values of the matrix.

Key Words: Dimensional changes; PVS; disinfection; sterilization; Michelson interferometer.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	8
ÍNDICE DE TABELAS	10
ÍNDICE DE GRÁFICOS	11
LISTA DE SIGLAS.....	12
INTRODUÇÃO	13
OBJECTIVOS	28
HIPÓTESES	29
MATERIAIS E MÉTODOS.....	30
MATERIAIS	30
MÉTODOS.....	36
RESULTADOS	48
DISCUSSÃO	57
CONCLUSÃO.....	69
BIBLIOGRAFIA	70
ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Imprint 4 Penta Putty Impression Material (3M ESPE™).	30
Figura 2 - Misturadora automático Pentamix 2 (3M ESPE™).	30
Figura 3 – Matriz cilíndrica metálica ou block test.	31
Figura 4 – Anel metálica ou ring mould.	31
Figura 5 – tudo de subida ou “riser”.	31
Figura 6 – “slit mould” vista da face superior e inferior.	31
Figura 7 – Hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% tamponizado.	32
Figura 8 – Autoclave horizontal, marca Centroclave da distribuidora Ajcosta&irmãos.	32
Figura 9 – Aparelho de ultra-sons da marca Pro.Sonic® Assistant.	33
Figura 10 – Estufa a 37°C da marca Mermmert.	33
Figura 11 – Lupa Leica sof.LAS V3.8.	33
Figura 12 – Banho-maria a 35 °C mantido por um aquecedor de aquários e controlado por um termómetro.	34
Figura 13 – Gesso tipo IV da marca Pro-Stone 21.	34
Figura 14 – Interferómetro de Michelson.	35
Figura 15 – Visão lateral da matriz cilíndrica metálica ou block test,- figura 12 norma ISO 4823:2000.	37
Figura 16 – Anel metálica ou ring mould- figura 13 norma ISO 4823:2000.	37
Figura 17 – Face superior e corte lateral da Matriz metálica com as diferentes linhas- figura 12 norma ISO 4823:2000.	37
Figura 18 – Face lateral da matriz número 2 com a marca correspondente ao lado da linha de 50 micra.	38
Figura 19 – Anel metálica ou ring mould- figura 13 norma ISO 4823:2000.	38
Figura 20 – Anel metálica ou ring mould encaixado na face superior da matriz metálica.	38
Figura 21 – Placa metálica coberta com uma folha de etileno contra o conjunto matriz mais anel metálico com extravasamento de material.	40
Figura 22 – Amostras em banho-maria a 35°C com um peso de dois quilograma por cima.	40
Figura 23– Peso comum de 2 Kg sobre placa metálica e matriz contendo o material. ..	40
Figura 24 – Face inferior de um amostra de silicone Imprint 4 Penta Putty marcada com o numero da amostra e o lado da linha 50 micra.	41

Figura 25 – Face superior de um amostra de silicone Imprint 4 Penta Putty marcada no lado da linha 50 micra.	41
Figura 26 – Amostras de silicone Imprint 4 Penta Putty submetidas ao método de desinfecção por imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25%.	43
Figura 27 – Amostras de silicone Imprint 4 Penta Putty colocadas em mangas de esterilização.	43
Figura 28 - Bisel na parte inferior da amostras de silicone Imprint 4 Penta Putty.	45
Figura 29 – Visão lateral e superior do “stil mould” - figura 13 norma ISO 4823:2000.	45
Figura 30 – Braçadeira a fechar a fenda do “stil mould”.	46

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Constituição dos Grupo.	36
Tabela 2 – Características do material em estudo de acordo com o fabricante.....	39
Tabela 3 – Sequência das medições das amostras de silicone.....	42
Tabela 4- Estatísticas Descritiva dos Grupos com os valores de média e desvio padrão.	48
Tabela 5- Resultados do Teste Post Hoc Tukey HSD para o grupo Autoclave.	50
Tabela 6 - Estatísticas Descritiva dos Grupos com os valore de média e desvio padrão.	53

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Representação gráfica dos valores médios e dos desvios padrão obtidos para cada um dos grupos: Controlo, Hipoclorito e Autoclave. 49

Gráfico 2 – Representação da alteração dimensional de cada grupo, sendo que a linha azul corresponde ao comportamento das amostras do grupo Controlo, a linha verde do grupo Hipoclorito e a linha cinzenta representa o grupo Autoclave. 51

Gráfico 3- Representação das alterações dimensionais reflectidas pelos modelos de gesso em cada grupo nos diferentes tempos, sendo que a linha azul corresponde ao grupo Controlo, a linha verde do grupo Hipoclorito e a linha cinzenta representa o grupo Autoclave..... 54

LISTA DE SIGLAS

ADA – *American Dental Association*

CAD – *Computer-aided design*

CAM – *Computer-aided manufacturing*

FDI – *Fédération Dentaire Internationale*

HBV – Vírus da hepatite B

HCV – Vírus da hepatite C

HIV – Vírus da imunodeficiência humana

ISO – *International Organization for Standardization*

IPQ – Instituto Português da Qualidade

PE – Poliéter

PVS – Vinil Polisiloxano, Polivinilsiloxano ou Polisiloxano de vinil

INTRODUÇÃO

Na Medicina Dentária as impressões são um procedimento rotineiro (Vasconcellos, Andreiulo, Sabrosa, Neisser, & Rego, 2012) e têm um papel fundamental pois criam uma réplica dos dentes e tecidos adjacentes (Noort, 2007).

As impressões representam o negativo da cavidade oral (Levartovsky *et al.*, 2013) que após serem corridas a gesso correspondem a uma cópia idêntica à região impressa. Esta reprodução deve ser o mais fiel possível, minimizando assim os erros nas etapas seguintes, pois é, a partir destas que todo o trabalho protético quer fixo quer removível se realiza (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Por tudo isto, os materiais de impressão têm um papel crucial na medicina dentária e a sua qualidade tem implicações directas no resultado final da reabilitação (Greco, Góes, Ferreira, & Leite Greco, 2009; Pimentel, Portugal, Vasconcelos, Rocha, & Sampaio-Fernandes, 2014).

A qualidade da impressão depende de diversos factores tais como: a escolha da moldeira, a habilidade do operador, a técnica de impressão utilizada (Greco *et al.*, 2009) e principalmente o material de impressão escolhido e suas propriedades físicas (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011).

Ao longo dos tempos, os materiais de impressão têm vindo a desenvolver-se com o objectivo de atingir determinadas características ideais benéficas, quer para doente quer para o médico dentista. Na perspectiva do doente, o material de impressão ideal deve ter um sabor e um cheiro neutro, curto tempo de presa, fácil de remover e deve ser não tóxico (Noort, 2007). Do ponto de vista do médico dentista o material deve ser também fácil de manipular, ter tempos de trabalho e de presa aceitáveis (Renato S. Nishioka, Almeida, Adreata Filho, & Balducci, 2000), fácil de remover, boa qualidade de impressão, hidrofílico, capacidade de molhabilidade (Craig & Powers, 2002; Donovan & Chee, 2004) baixo custo, fácil desinfecção sem perder detalhe (Fracaro, Juchem, Correa, & Samuel, 2007; Noort, 2007) e passível de vazar a gesso mais do que uma vez (Anusavice *et al.*, 2013).

Para além destas características, há ainda algumas propriedades físicas dos materiais que também devem ser analisadas e compreendidas pois para além dos aspectos já referidos, a impressão ideal deve ter a melhor precisão possível, a menor distorção quando removido da cavidade oral e ainda a melhor estabilidade dimensional (Anusavice, 2003; Renato Sussumu Nishioka, Karine, Mesquita, Eduardo, & Ivan, 2004).

A precisão consiste na capacidade que um material tem de reproduzir detalhe e depende da viscosidade, sendo que quanto mais viscoso menor o detalhe (Hamalian *et al.*, 2011). Para além deste factor, a reprodução de detalhe também é influenciada por outros aspectos tais como, os cuidados a ter na mistura do material para que esta esteja homogénea e sem bolhas de ar e ainda a própria capacidade de molhabilidade do material de impressão (Noort, 2007).

Para a impressão de uma preparação marginal a precisão de detalhe é um requisito fundamental para alcançar uma boa adaptação marginal. Estudos *in vitro* mostram que a precisão da margem de um preparo dentário é em média 50 micra (Hamalian *et al.*, 2011).

Para avaliar esta precisão de detalhe de um material são realizados vários testes que fazem parte da especificação de cada material (Anusavice, 2003). De acordo com a ADA- American Dental Association, associação responsável pelo desenvolvimento das especificações para vários materiais, instrumentos e equipamentos dentários (O'Brien, 2008), existem materiais com capacidade de reproduzir detalhe até 20 micra ou menos (Hamalian *et al.*, 2011).

Analisando agora a distorção, esta está intimamente relacionada com a capacidade de recuperação elástica do material. A recuperação elástica é definida como a habilidade de um material para retornar à dimensão original sem provocar distorção permanente na impressão quando esta é removida da cavidade oral (Hamalian *et al.*, 2011).

Esta propriedade está associada ao comportamento viscoelástico do material que tem grande importância clínica e consiste num comportamento entre o sólido elástico e o líquido viscoso, em que o sólido elástico pode ser comparado a uma mola na qual a

partir de uma certa força há deformação sendo reversível quando a carga é removida (Anusavice *et al.*, 2013). O líquido viscoso não reage instantaneamente a nenhum estímulo repentino mas deforma-se sim quando submetido a uma força ao longo de um período de tempo. Esta deformação é proporcional á duração do estímulo e é irreversível, só uma força oposta pode reverter a deformação, contrariamente ao sólido elástico que é reversível (Anusavice *et al.*, 2013).

A recuperação elástica em nenhum material é de 100% (Hamalian *et al.*, 2011). Para além de depender da viscoelasticidade como referido anteriormente, a recuperação elástica encontra-se relacionada também com outros factores. Para maximiza-la podemos diminuir as zonas retentivas reduzindo zonas interproximais estreitas e espaços subgingivais (Lawson, Burgess, & Litaker, 2008), pois para todos os materiais quanto mais profundas forem as zonas retentivas maior será a distorção (Hamalian *et al.*, 2011). Podemos dar ainda 1 ou 2 minutos a mais do que o tempo recomendado pelo fabricante antes de retirar o material e remover a moldeira pelo mesmo eixo em que esta foi introduzida (Anusavice, 2003) de uma forma rápida para que a quantidade de pressão exercida e duração da mesma sejam menores e consequentemente a deformação também (Anusavice *et al.*, 2013) .

A estabilidade dimensional consiste na capacidade que um material tem de se manter constante ao longo do tempo, dando oportunidade ao operador de usar esta propriedade de acordo com as suas necessidades. Uma impressão intra-oral é um procedimento muito dependente do tempo e desta característica do material, visto que, a maior precisão do material ocorre imediatamente após a polimerização completa, daí a necessidade de estabilidade do material (Hamalian *et al.*, 2011).

Existem seis principais fontes de alteração dimensional: contracção de polimerização do material; perda de subprodutos com a água ou o álcool resultante da reacção de condensação; contracção térmica da diferença de temperatura da cavidade oral para a temperatura ambiente; absorção de água ou desinfectante durante um período de tempo; recuperação incompleta devido ao comportamento viscoelástico, e ainda, recuperação incompleta devido á deformação plástica (Anusavice *et al.*, 2013).

Todos os materiais sofrem alteração dimensional ao longo do tempo (Anusavice, 2003) e essa alteração pode ser quantificada por diferentes testes referidos nas especificações da ADA de cada material (Anusavice *et al.*, 2013).

Dos diferentes materiais de impressão existentes no mercado, os silicones de adição – PVS são o material com menor alteração dimensional por um período de tempo quase ilimitado (Pimentel *et al.*, 2014), com percentagens de alteração de – 0,15% que permite que as impressões sejam vazadas a gesso até 1 a 2 semanas após terem sido feitas (Hamalian *et al.*, 2011).

Por ordem crescente de alteração dimensional ao longo do tempo, encontram-se os poliéteres com valores de 0,2% de alteração. Esta diferença de valores pode dever-se ao facto deste material absorver água da atmosfera (Hamalian *et al.*, 2011). Idealmente este material não deve ser passado a gesso imediatamente após a toma da impressão mas sim 1 hora após, o que pode limitar o seu uso (Anusavice *et al.*, 2013).

Depois dos poliéteres, seguem-se os silicones de condensação e os polissulfidos com valores de alteração dimensional de 0,4% e 0,6% respectivamente (Hamalian *et al.*, 2011) e que têm de ser vazados a gesso até 30 minutos depois da tomada de impressão (Noort, 2007).

Estes materiais podem ser classificados de diversas formas consoante a sua composição, reversibilidade ou não, mecanismo de reacção, características mecânicas e aplicações (Anusavice *et al.*, 2013).

Quanto às características mecânicas dos materiais de impressão, estes podem ser classificados/divididos em: elástico e rígido/ não elástico (O'Brien, 2008). Os materiais de impressão rígidos tornam-se duros e difíceis de remover sem fracturar ou provocar distorções nas impressões (Anusavice, 2003) e incluem: gesso paris, óxido de zinco eugenol e impression compound. Por terem muita retenção estes materiais têm um uso restrito usando-se exclusivamente em desdentados totais (Noort, 2007).

Os materiais elásticos estão divididos em hidrocoloides e elastómeros. Estes materiais têm a capacidade de ser ligeiramente esticados ou comprimidos sem provocar deformação permanente. As impressões com material elástico são capazes de reproduzir detalhadamente tanto as estruturas duras como os tecidos moles (Anusavice, 2003).

Dentro dos hidrocoloides temos o agar-agar e alginato e no grupo dos elastómeros temos os polissulfidos; silicones (de adição e condensação) e poliéteres. Os materiais elásticos, tanto hidrocoloides como elastómeros, não têm a restrição dos materiais referidos anteriormente tendo portanto um uso mais alargado (Noort, 2007).

No grupo dos materiais elásticos/ não rígidos, os hidrocoloides foram os primeiros a aparecer em meados de 1930 permitindo impressões a um custo reduzido e tornando-se assim o material mais utilizado nas décadas de 50 e 60 (Hamalian *et al.*, 2011). Após o aparecimento dos hidrocoloides, foram surgindo muitos outros materiais de impressão elastómericos (Noort, 2007), isto é, materiais com qualquer polímero que tenha propriedades elásticas naturais de borracha (Anusavice *et al.*, 2013).

Na década de 50 surgiram os polissulfidos seguidos dos silicones de condensação, ambos utilizados na prótese fixa. A grande desvantagem dos três materiais citados anteriormente (hidrocoloides, polissulfidos e silicones de condensação), prende-se com a contracção intrínseca ao material que este sofre durante um longo período de tempo, sendo que os hidrocoloides sofrem esta contracção devido á evaporação de água enquanto a contracção nos restantes materiais é causada por evaporação de moléculas de baixo peso molecular (Hamalian *et al.*, 2011).

Os silicones de condensação sofrem uma reacção de polimerização por condensação, isto é, um processo de polimerização em que as cadeias de polímero crescem em simultâneo com a formação de um subproduto da reacção com contracção associada (Anusavice, 2003). Este subproduto é o etanol o que leva a modelos não fidedignos e à necessidade de obtenção imediata do modelo (Renato S. Nishioka *et al.*, 2000) ou no máximo até 30 minutos após a sua obtenção (Renato Sussumu Nishioka *et al.*, 2004). Apesar do referido anteriormente, vários estudos mostram que os silicones de condensação têm sido amplamente utilizados na medicina dentária e isto pode justificar-

se pela sua facilidade de utilização ou mesmo por razões económicas (Accetta & Poubel, 2010; Renato Sussumu Nishioka *et al.*, 2004; Silva, Vidal, & Bruno, 2005).

A falta de estabilidade dos materiais existentes, levou á necessidade de evoluir e descobrir novos materiais. Assim, entre a década de 60 e 70, surgiu o poliéter (Noort, 2007), material hidrofóbico com óptimas propriedades mecânicas, boa recuperação elástica e uma pequena contracção.

Dez anos mais tarde, aparece no mercado outro material hidrofóbico, os silicones de adição (Hamalian *et al.*, 2011) que sofrem polimerização por reacção de adição, isto é, um processo de polimerização em que as cadeias de polímero crescem até um tamanho máximo sem formação de nenhum subproduto da reacção quando os compostos estão em proporções correctas, permitindo assim a óptima estabilidade dimensional (Anusavice *et al.*, 2013).

Posteriormente, os silicones de adição evoluíram para os silicones de adição de nova geração com hidrofília melhorada, isto é PVS – Poli Vinil Siloxano, com um nível de hidrofobicidade reduzido devido á adição de surfactantes (Hamalian *et al.*, 2011), levando a uma melhor molhabilidade do material e contribuindo para um vazamento a gesso com menos bolhas. No entanto, continua a não ser possível obter boas impressões num ambiente húmido (Donovan & Chee, 2004).

Actualmente os silicones de adição utilizados são os PVS ou também chamados de Vinil Polisiloxanos – VPS (Anusavice *et al.*, 2013).

O PVS é um material sem cheiro, insípido e portanto confortável para o paciente (Donovan & Chee, 2004), com uma óptima estabilidade dimensional (Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013), alta precisão, facilidade na visualização das margens (Renato S. Nishioka *et al.*, 2000), excelente recuperação elástica (Hamalian *et al.*, 2011), pequena alteração dimensional (O'Brien, 2008) e fácil de manusear sendo um material com um grande número de indicações (Filho, Muench, Francci, Luebke, & Traina, 2003).

Este material tem ainda uma óptima rigidez após a presa. Contudo, esta característica pode por vezes dificultar a remoção da impressão da cavidade oral (Anusavice *et al.*, 2013; O'Brien, 2008).

No que diz respeito às desvantagens, podemos dizer que os PVS são caros, podem ser difíceis de passar a gesso pois apesar da adição de surfactantes tem um carácter hidrofóbico (Anusavice *et al.*, 2013; Greco *et al.*, 2009; O'Brien, 2008) e ainda a contaminação por látex aquando da reacção de polimerização quer por contacto directo quer indirecto (Accetta & Poubel, 2010; Anusavice *et al.*, 2013; Greco *et al.*, 2009; Hamalian *et al.*, 2011). Uma alternativa para evitar a contaminação por látex é usar luvas de polietileno sobre as de látex ou, então, não usar luvas durante a mistura do material (Accetta & Poubel, 2010; Anusavice *et al.*, 2013).

Este material tem um espaço privilegiado no mercado com diversas indicações clínicas (Filho *et al.*, 2003; Renato S. Nishioka *et al.*, 2000), sendo vastamente utilizado em restaurações indirectas e em prótese fixa (Donovan & Chee, 2004; Hamalian *et al.*, 2011; Levartovsky *et al.*, 2013; Pimentel *et al.*, 2014; Shiozawa, Takahashi, Finger, & Iwasaki, 2013).

Os silicones de adição têm como base prepolimeros de silicone com grupos laterais de vinil e hidrogénio que sofrem polimerização por uma reacção de adição como referido anteriormente (O'Brien, 2008). A reacção de polimerização dá-se entre o divinilpolisiloxano e o polimetilhidrosiloxano e tem como catalisador a platina. Esta reacção inicia-se com a mistura das duas pastas, a base que contém divinilpolisiloxano e também polimetilhidrosiloxano, e o catalisador que inclui o sal de platina, divinilpolisiloxano (Anusavice *et al.*, 2013).

Se os reagentes tiverem na proporção correcta não há formação de nenhum subproduto. No entanto, o polimetilhidrosiloxano residual do material pode levar a uma reacção secundária com formação de um subproduto da reacção, o gás hidrogénio (Anusavice *et al.*, 2013).

A libertação de hidrogénio não altera a estabilidade dimensional mas interfere com a qualidade do modelo. Assim, há fabricantes que incluem no produto absorvedores de

hidrogénio ou então, deve-se esperar entre a tomada de impressão e a passagem a gesso respeitando o tempo aconselhado pelo fabricante para que todo o gás seja libertado (Accetta & Poubel, 2010; O'Brien, 2008).

Durante a reacção de polimerização os silicones de adição sofrem contracção. Esta contracção é controlada pelo número de partículas de carga que o fabricante introduz no material. O aumento do número de partículas de carga conduz a uma diminuição da contracção e a um aumento da resistência mecânica, levando, no entanto, também a um aumento da viscosidade do material (Hamalian *et al.*, 2011; Pimentel *et al.*, 2014).

Desta forma, estão disponíveis no mercado quatro viscosidades diferentes de silicones de adição - light, medium, heavy e putty, com uma gama variada de cores, e que podem ser usados nas diversas técnicas de impressão (Levartovsky *et al.*, 2013; Noort, 2007).

Este material é fácil de manusear e as duas pastas que o compõem podem ser misturadas de forma manual ou através de uma misturadora automática que pode ser estática ou mecanizada (Hamalian *et al.*, 2011; Pimentel *et al.*, 2014; Powers & Sakagushi, 2006). A misturadora automática é mais rápida, garante uma mistura mais homogénea e com menos bolhas (Guler *et al.*, 2013; Lepe, Johnson, Berg, & Aw, 1998; O'Brien, 2008; Renato Sussumu Nishioka *et al.*, 2004).

Dentro do grupo dos materiais elásticos, a escolha de qual o material a utilizar depende de diferentes aspectos como as propriedades de cada tipo de material de impressão, a particularidade de cada caso, a técnica de impressão utilizada, a moldeira escolhida, o tipo de reabilitação a executar e a reprodução de detalhe da superfície que esta requer (Noort, 2007). Apesar da escolha depender de todos estes factores, os silicones de adição PVS e os poliéteres são os mais utilizados (Accetta & Poubel, 2010).

Para este estudo foi utilizado um silicone de adição recente no mercado o Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM), que tem diversas indicações como coroas, pontes, implantes, inlay e onlay.

Segundo esta marca, o material tem diversas vantagens, sendo que é considerado um material super-hidrofílico com uma natureza hidrofílica mesmo antes de se iniciar a mistura. Esta característica, verificada por um ângulo de contacto inferior a outros

matérias do mercado, resulta em impressões com mais precisão e maior facilidade na passagem a gesso. Outra vantagem deste silicone, citada pela marca, é que o tempo intra-oral é extremamente curto mas sem reduzir a precisão das impressões e sem diminuir o tempo de trabalho.

Mesmo com o avanço da tecnologia no campo das impressões intra-orais com os sistemas CAD-CAM, as impressões intra-orais convencionais e consequentemente os materiais de impressão continuam a ser o gold standart na troca de informação entre médicos dentistas e o laboratório (Hamalian *et al.*, 2011).

Estas impressões têm contacto com sangue e saliva estando portanto contaminadas com microorganismos (Amin *et al.*, 2009; Guler *et al.*, 2013; Macário, Góis, Rodrigues, Barros, & Sousa, 2008). Os microorganismos conseguem sobreviver por longos períodos de tempo, na superfície dos materiais de impressão e consequentemente são transmitidos aos modelos de gesso levando a infecções cruzadas (Melilli, Rallo, Cassaro, & Pizzo, 2008; Mitchell, Hariri, Duncanson, Jacobsen, & McCallum, 1997; Peixoto *et al.*, 2007).

A contaminação do ambiente de trabalho pelos diversos microorganismos provenientes da cavidade oral, constituem um risco para a saúde dos profissionais, quer para o médico dentista e a sua equipa quer para os técnicos de prótese, e ainda para os outros doentes (Linhares, Maciel, Silva, Gallito, & Rozário, 2010; S. M. Silva & Salvador, 2004).

Com a capacidade de disseminação destes microorganismos patogénicos e consequentemente o aumento de algumas doenças passíveis de serem transmitidas, como a tuberculose, o vírus herpes I e II (Adabo, Zanarotti, Fonseca, & Cruz, 1999) o vírus da hepatite B (HBV) e C (HCV), a pneumonia e vírus da imunodeficiência humana (HIV), tornou-se crucial a implementação de medidas de controlo de infecção que diminuíssem o risco de infecção cruzada (Johnson, Chellis, Gordon, & Lepe, 1998; McCarthy & MacDonald, 1998; Samra & Bhide, 2010; S. M. Silva & Salvador, 2004).

Apesar da hepatite B ser a doença com maior risco de infecção em Medicina Dentária pela facilidade transmissão, esta necessidade de criar medidas de controlo de infecção surgiu no seguimento do HIV(Correia, 2009; Samra & Bhide, 2010).

Os procedimentos de desinfecção em medicina dentária nem sempre foram considerados imprescindíveis e até meados do século XX não eram prática comum (Kotsiomiti, Tziaila, & Hatjivasiliou, 2008). Várias foram as entidades que surgiram de forma a padronizar e criar protocolos de assepsia e controlo da infecção para o exercício da medicina dentária e para os diferentes tipos de materiais existentes (Kotsiomiti *et al.*, 2008).

A Occupational Safety Health Association - OSHA em 1991 criou guidelines para os médicos dentistas, técnicos de prótese e outros profissionais no ramo da saúde, com o objectivo de promover a sua protecção contra infecções e implementou a utilização de barreiras físicas (Rios, Morgano, Stein, & Rose, 1996) que incluem o uso de luvas (Filho *et al.*, 2003), máscara e protecção ocular no tratamento de todos os doentes (Adabo *et al.*, 1999; McCarthy & MacDonald, 1998).

Todos os pacientes devem ser tratados como se fossem portadores de doenças infecto-contagiosas e com os mesmos cuidados na prevenção da infecção pois muitas vezes os próprios doentes não sabem ou omitem (McCarthy & MacDonald, 1998).

No que toca à desinfecção das impressões intra-orais, até 1991, a recomendação era apenas serem passadas por água corrente (Amin *et al.*, 2009). No entanto, estes protocolos e os procedimentos de desinfecção, tem sido modificados ao longo dos tempos devido ao avanço da tecnologia e das pesquisas feitas na área (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007).

Diversos estudos concluíram que a simples passagem por água das impressões é ineficaz na eliminação completa dos microorganismos (Macário *et al.*, 2008; Melilli *et al.*, 2008). Contudo, o primeiro passo de qualquer técnica de desinfecção é a lavagem com água pois retira a matéria orgânica e provoca uma diminuição substancial da quantidade de microorganismos no material (Donovan & Chee, 2004; Peixoto *et al.*, 2007).

Actualmente está preconizado pela ADA, Federação Dentária Internacional - FDI e o Centers for Disease Control, que todos os materiais dentários, incluindo as impressões intra-orais, devem ser limpos e desinfectados antes de irem para o laboratório de prótese com desinfectantes próprios (Amin *et al.*, 2009; Johnson *et al.*, 1998; Vasconcellos *et al.*, 2012; Walker *et al.*, 2007).

Desinfecção consiste na inibição ou destruição de todos os microrganismos patogénicos presentes no espectro de acção do desinfectante (Mandikos, 1998) e pode ser feita de diferentes formas (Lepe & Johnson, 1997). A desinfecção pode ser química ou física (Guler *et al.*, 2013).

Nestes procedimentos, temos que ter em atenção dois factores muito importantes, a eficácia antibacteriana do desinfectante/ método utilizado e os efeitos adversos dos mesmos no material de impressão (Lepe & Johnson, 1997; Macário *et al.*, 2008; Melilli *et al.*, 2008). Uma desinfecção bem sucedida, é aquela que consegue ser eficaz e que ao mesmo tempo não altera as propriedades do material (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999; Amin *et al.*, 2009; Fracaro *et al.*, 2007).

É de notar que há materiais de impressão com maior susceptibilidade para reter microrganismos que outros. Segundo S. M. Silva e Salvador (2004) o PVS é o material com maior facilidade em reter microrganismos, já para Samra e Bhide (2010), o alginato é que retém a maior quantidade de agentes patogénicos.

A técnica de mistura destes materiais também tem influência na transmissão de microrganismos e na eficácia da desinfecção, pois as propriedades da superfície do material são afectadas. A técnica de mistura automática diminui a retenção de agentes patogénicos (Guler *et al.*, 2013).

O melhor momento para se realizar a desinfecção das impressões dentárias é logo após a sua remoção da cavidade oral (Kohn *et al.*, 2003).

A desinfecção química, pode ser conseguida de diversas maneiras dependendo do tipo de desinfectante aplicado, do método utilizado e ainda do tempo de exposição ao desinfectante.

Há vários grupos de desinfectantes sendo que os mais estudados e utilizados na desinfecção química de impressões são: os glutaraldeídos (Kotsiomiti *et al.*, 2008), os compostos de cloro mais propriamente o hipoclorito de sódio (Samra & Bhide, 2010), combinações de compostos fenólicos sintéticos (Guler *et al.*, 2013; Rios *et al.*, 1996) e derivados de amónia (Adabo *et al.*, 1999; Thouati, Deveaux, Iost, & Behin, 1996).

São também utilizados outros desinfectantes químicos como é o caso da clorexidina/gluconato de clorexidina (Guiotti & Goiato, 2004; Ivanovski, Savage, Brockhurst, & Bird, 1995; Kotsiomiti *et al.*, 2008; Peixoto *et al.*, 2007) e mais recentemente o ácido peracético declarado pela FDA como sendo um produto seguro para desinfecção de alto nível podendo substituir o glutaraldeído (Fracaro *et al.*, 2007; Mendonca *et al.*, 2013; Vasconcellos *et al.*, 2012).

Quanto aos métodos de desinfecção química, existem diferentes hipóteses como: a imersão, o spray, a nebulização ultra-sónica, entre outros. Segundo a literatura, a imersão (Kotsiomiti *et al.*, 2008; Lepe & Johnson, 1997) e o spray são os métodos mais usados e mais testados (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999; Guler *et al.*, 2013).

Apesar da capacidade desinfetante de ambos, são também conhecidas desvantagens (Lepe & Johnson, 1997). O spray é mais barato e rápido do que a imersão (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999), no entanto é irritante o que pode levar a problemas de saúde e a sua aplicação pode não chegar a todas as zonas da impressão como acontece na imersão, o que diminui a efectividade do método (Guler *et al.*, 2013; Lepe & Johnson, 1997; Melilli *et al.*, 2008).

Na técnica de imersão, a interferência na estabilidade dimensional e na precisão, são os principais inconvenientes, no entanto estudos reconhecem-na como sendo o método mais eficaz e viável de desinfecção (Melilli *et al.*, 2008)

Quanto ao tempo de contacto entre a impressão e o desinfetante químico, a ADA recomenda que a desinfecção por imersão seja inferior a 30 minutos para não provocar alterações no material de impressão (Guler *et al.*, 2013; Hiraguchi, Kaketani, Hirose, Kikuchi, & Yoneyama, 2013; Peixoto *et al.*, 2007; Vasconcellos *et al.*, 2012).

Actualmente as recomendações da ADA para a desinfecção de impressões são: para polissulfitos e silicones de adição a imersão em qualquer dos desinfectantes referidos anteriormente (Melilli *et al.*, 2008; Peixoto *et al.*, 2007; Samra & Bhide, 2010). Para hidrocoloides irreversíveis e poliéteres, inicialmente estava indicada a utilização de spray com compostos de cloro durante 2-3 minutos, pois estes materiais demonstram alguma instabilidade em ambientes húmidos devido á sua hidrofília. No entanto, também é actualmente recomendado a sua imersão em soluções químicas (Johnson *et al.*, 1998; Kotsiomi *et al.*, 2008; Samra & Bhide, 2010).

No geral, a estabilidade dimensional não é afectada pelos procedimentos de desinfecção realizados. A maior parte dos autores revistos, relatam uma alteração dimensional estatisticamente significativa contudo a maioria destes conclui que esse facto não tem significado clínico (Kotsiomi *et al.*, 2008).

Para além da desinfecção química surgiram outros métodos de desinfecção física que são menos estudados e têm menos evidência científica como a luz ultravioleta e a radiação micro-ondas (Guler *et al.*, 2013; Martin, Martin, & Jedynakiewicz, 2007; Samra & Bhide, 2010).

A existência de vários materiais de impressão e de soluções desinfectantes e ainda o facto de nem todos estes materiais serem compatíveis com todos os desinfectantes, dificulta a existência de um protocolo definido (Johnson *et al.*, 1998).

A desinfecção não garante a total descontaminação das impressões existindo microorganismos resistentes, por isso, a esterilização das impressões passou a ser discutida e investigada (Kollefrath, Savary, & Schwela, 2010). A esterilização baseia-se na eliminação total dos microorganismos e esporos (Mandikos, 1998).

No processo de esterilização por autoclavagem de impressões dentárias um dos aspectos importantes a ter em conta, é não só o comportamento do próprio material nas condições de temperatura e pressão elevada, mas também o comportamento das moldeiras quando sujeitas a essas mesmas condições que podem levar a distorção do material de impressão (Kollefrath *et al.*, 2010).

A esterilização das impressões tem gerado controvérsia entre autores, havendo quem a defenda (Kollefrath *et al.*, 2010; Millar, 1999) e quem refira que este procedimento pode levar a alterações clínicas (Mandikos, 1998).

Os modelos de gesso são obtidos a partir das impressões, onde há microorganismos que são transmitidos para o gesso (Amin *et al.*, 2009; Kumar *et al.*, 2012; Moura *et al.*, 2010; Tullner, Commette, & Moon, 1988). Portanto, como já referido, é fundamental a descontaminação eficaz das impressões antes de serem passadas a gesso (Macário *et al.*, 2008).

Uma reprodução fiel da impressão e a estabilidade dimensional do modelo de gesso são cruciais para a execução de qualquer tipo de reabilitação fixa de qualidade (Levartovsky *et al.*, 2013).

A precisão destes modelos pode ser alterada por vários factores, entre eles, o material de impressão (Amin *et al.*, 2009; Faria, Rodrigues, Macedo, Mattos, & Ribeiro, 2008), o desinfectante utilizado (M. C. Goiato & Guiotti, 2003; Moura *et al.*, 2010), o tipo de gesso e o mecanismo de espatulação escolhido (Macário *et al.*, 2008).

Quanto à estabilidade dimensional, o gesso apresenta uma expansão durante o seu processo de presa devido à formação e crescimento de cristais que se reflecte, na prática, num aumento de volume (Ferreira, Henrique, & Pinto, 2000).

Segundo a especificação número 25 da ADA, há cinco tipos de gesso com propriedades físicas distintas e com finalidades diferentes (Anusavice *et al.*, 2013). O tipo I usado para moldagem, tipo II para confecção de modelos de estudo, tipos III, IV e V para modelos de trabalho (Ferreira *et al.*, 2000).

Os gessos pedra tipo III e IV são os mais utilizados em reabilitação oral (Sansiviero *et al.*, 2008). Os do tipo IV apresentam uma dureza elevada e uma expansão mínima (Anusavice *et al.*, 2013).

Como referido anteriormente, o comportamento dos materiais, quer o silicone de adição quer o gesso, pode ser estudado seguindo especificações que incluem testes de medição de alteração dimensional (Anusavice, 2003).

A técnica de medição descrita na norma ISO 4824:2000 baseia-se num microscópio com precisão de 0,01 mm.

Nesta investigação foi feita uma modificação á especificação no que toca ao método de medição. O método utilizado é de alta precisão na ordem de 0,00001mm, baseado na técnica da interferometria - sistema de laser interferométrico.

O sistema de laser interferométrico utiliza para a medição de distâncias lineares: dois cubos retrorefletores, um divisor de laser, uma unidade de laser, um estereomicroscópio, um banco de aferição e uma fonte luminosa.

O divisor de laser é colocado entre a unidade de laser e os cubos. Um dos cubos reflectores fica fixo junto do divisor e o outro cubo reflector fica fixo ao banco de aferição que é móvel deslocando-se ao longo do eixo de medição (Saraiva, Dias, & Gentil, n.d.). O estereomicroscópio e a fonte luminosa também estão fixos ao banco de aferição.

A unidade laser He-Ne (Hélio- Neon) estabilizada com uma célula de iodo, emite um feixe sob o qual é aplicado um campo magnético axial que o divide em dois. Os diferentes feixes são detectados pelos fotodetectores. A variação desta frequência é gerada pelo deslocamento do cubo retrorefletor móvel.

Da comparação das frequências é retirado o valor da distância medido pelo sistema interferométrico. Este valor corresponde á distância percorrida pelo cubo reflector móvel (Saraiva *et al.*, n.d.).

É portanto de extrema importância desinfectar ou esterilizar as impressões por forma a controlar a infecção cruzada. Outro aspecto relevante é saber o impacto destes processos nas impressões e modelos de gesso.

OBJECTIVOS

Avaliar as possíveis alterações dimensionais do silicone de adição Imprint 4 Penta Putty quando não submetido a nenhum processo de desinfecção ou esterilização, após desinfecção e após esterilização.

Avaliar as possíveis alterações dimensionais dos modelos de gesso obtidos a partir do silicone de adição Imprint 4 Penta Putty, quando não submetido a nenhum processo de desinfecção ou esterilização, após desinfecção e após esterilização.

HIPÓTESES

Hipóteses

- a) Há alteração da dimensão do silicone Imprint 4 Penta Putty quando não submetido a nenhum processo de desinfecção ou esterilização, após desinfecção ou após esterilização.
- b) Há alteração da dimensão nos modelos de gesso obtidos a partir do silicone Imprint 4 Penta Putty, quando não submetido a nenhum processo de desinfecção ou esterilização, após desinfecção e após esterilização.

Hipóteses Nulas

- a) Não há alteração da dimensão do silicone Imprint 4 Penta Putty quando não submetido a nenhum processo de desinfecção ou esterilização, após desinfecção ou após esterilização.
- b) Não há alteração da dimensão nos modelos de gesso obtidos a partir do silicone Imprint 4 Penta Putty, quando não submetido a nenhum processo de desinfecção ou esterilização, após desinfecção e após esterilização.

MATERIAIS E MÉTODOS

MATERIAIS

Para este estudo foi utilizado um silicone de adição, Imprint 4 Penta Putty Impression Material (3M ESPE™, Lot549538) (Figura1). O material foi manipulado com uma misturadora automática Pentamix 2 (3M ESPE™) (Figura 2).



Figura 1 - Imprint 4 Penta Putty Impression Material (3M ESPE™).



Figura 2 - Misturadora automático Pentamix 2 (3M ESPE™).

Foram obtidas amostras a partir de um conjunto de peças que seguem as normas ISO 4823:2000 e foram formados 9 grupos constituídos por 10 amostras cada, dando um total de 90 amostras.

Esse conjunto de peças é constituído por uma matriz metálica/ “block test” (Figura 3), um anel metálico/ “ring mould” (Figura 4), um tubo de subida/ “riser” (Figura 5) e “slit mould” (Figura 6).



Figura 3 – Matriz cilíndrica metálica ou block test.



Figura 4 – Anel metálica ou ring mould.

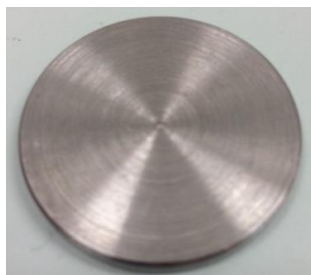


Figura 5 – tubo de subida ou “riser”.



Figura 6 – “slit mould” vista da face superior e inferior.

Para este estudo foram consideradas varias variáveis, nomeadamente: alguns grupos sem tratamento, outros submetidos a um método de desinfecção e ainda outros submetidos a um processo de esterilização. A desinfecção química foi realizada pelo método de imersão, num recipiente de plástico, com determinados grupos submetidos a solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% tamponizado (Figura 7). A preparação de 2 litros desta solução foi feita a partir da diluição de 1,129 litros hipoclorito de sódio na concentração de 100% com 150 gramas de ácido bórico para a obtenção de um pH neutro e água destilada.



Figura 7 – Hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% tamponizado.

A esterilização foi feita a partir de um autoclave horizontal da marca Centroclave da distribuidora Ajcosta&irmãos Lda (nº de ref:53), com um ciclo geral de 40 minutos a 134°C disponível na Clínica dentaria Egas Moniz (Figura 8).



Figura 8 – Autoclave horizontal, marca Centroclave da distribuidora Ajcosta&irmãos.

As matrizes e os anéis metálicos sofreram o processo de limpeza ultra-sónica num aparelho de ultra-sons da marca Pro.Sonic® Assistant (nº de ref.: BE 055460) com água desionizada, durante dois ciclos de 5 min cada ciclo (Figura 9).



Figura 9 – Aparelho de ultra-sons da marca Pro.Sonic® Assistant.

O aquecimento, das matrizes e anéis metálicos, foi realizado numa estufa da marca memmert (nº de ref.: E406.0510) durante 15 min a 37°C (Figura 10).



Figura 10 – Estufa a 37°C da marca Mermmert.

Na análise inicial e validação das amostras foi utilizada uma lupa Leica sof.LAS V3.8 (nº de ref:0412) com uma ampliação de 4x (Figura 11).



Figura 11 – Lupa Leica sof.LAS V3.8.

O banho-maria foi executado num recipiente de plástico com a temperatura da água a 35°C, mantida por um aquecedor de aquários da marca Tronic e controlada por um termómetro (Figura 12).



Figura 12 – Banho-maria a 35 °C mantido por um aquecedor de aquários e controlado por um termómetro.

Todas as amostras foram vazadas a gesso tipo IV da marca Pro-Stone 21 (Figura 13) que corresponde a um gesso hemihidratado com a fórmula $\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$, de origem natural.



Figura 13 – Gesso tipo IV da marca Pro-Stone 21.

Para as medições das matrizes, das amostras de silicone e das amostras correspondentes em gesso foi utilizado um sistema laser interferométrico em distâncias, o Interferómetro de Michelson (Figura 14) que se encontra no IPQ- Instituto Português da Qualidade no departamento de metrologia no laboratório de comprimento desde 2006 (Saraiva *et al.*, n.d.).

O interferómetro é constituído por diferentes partes sendo elas: o banco de aferição de 3 metros da marca SIP- Société Genevoise D'Instruments de Physiques (n   de ref.:0105); o laser da marca HP   (n   de ref.:2532A02730), uma unidade de controlo de laser da marca HP   (n   de ref.:2948  02352), uma fonte de ilumina  o SCHOTT KL 1500 (n   de ref.: 208665), um estereomicroscópio com retículo e câmara fotográfica ZEISS STEMI 2000-C (n   de ref.: 0035722).

Para as medi  es com seis casas decimais    necessário activar os sistemas de controlo de temperatura e pressão. Sistema de aquisi  o de temperaturas com 10 sensores e resolu  o de 0,001   C (n   de ref: 1287004441) e um bar  metro da marca DRUCK DPI 141 (n   de ref.: 235/95-2) para controlar a pressão.

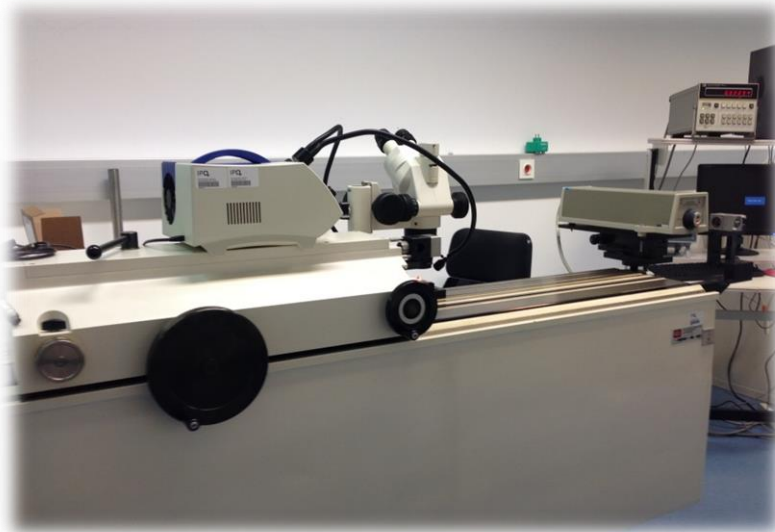


Figura 14 – Interfer  metro de Michelson.

MÉTODOS

Para a execução do trabalho foram constituídos 9 grupos. Cada grupo é composto por dez amostras do material em estudo dando um total de 90 amostras de silicone. Foi atribuída a classificação de: Grupo 1, Grupo 2, Grupo 3, Grupo 4, Grupo 5, Grupo 6, Grupo 7, Grupo 8 e Grupo 9 de acordo com a tabela 1.

	0 Horas	24 Horas	1 Semana
Grupo de controlo	Grupo 1 (1-10)	Grupo 2 (11-20)	Grupo 3 (21-30)
Hipoclorito de sódio a 5,25%	Grupo 4 (31-40)	Grupo 5 (41-50)	Grupo 6 (51-60)
Autoclave	Grupo 7 (61-70)	Grupo 8 (71-80)	Grupo 9 (81-90)

Tabela 1 – Constituição dos Grupo.

Os Grupos 1,2 e 3 são grupos de controlo a diferentes tempos, em que as amostras não foram sujeitas a qualquer tipo de desinfecção ou esterilização, apenas medidas aos diferentes tempos e correctamente armazenadas. Os Grupos 4,5 e 6 foram submetidos a um método de desinfecção química por imersão numa solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% e medidos nos respectivos tempos. Os Grupos 7,8 e 9 foram sujeitos a um processo de esterilização por autoclave e medidos nos sucessivos tempos.

As amostras foram obtidas a partir de uma matriz cilíndrica metálica/block test (figura 15) e uma moldura metálica em forma de anel/ring mould (figura 16), de acordo com a especificação nº19 da ADA e norma ISO 4823:2000, para o estudo da estabilidade dimensional dos silicones de adição.

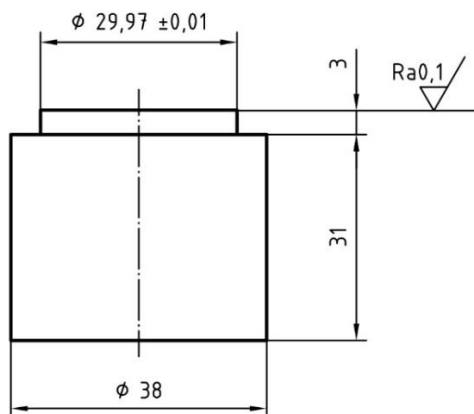


Figura 15 – Visão lateral da matriz cilíndrica metálica ou block test,- figura 12 norma ISO 4823:2000.

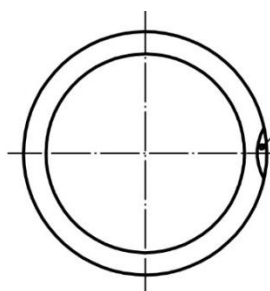


Figura 16 – Anel metálica ou ring mould- figura 13 norma ISO 4823:2000.

Esta matriz apresenta três linhas paralelas (linhas 1;2;3) na sua superfície, delimitadas por outras duas linhas perpendiculares (linhas 4;5). Essa delimitação cria uma distância de 25 mm (matriz) a medir nas três linhas.

As linhas paralelas estão separadas entre si por uma distância de 2,5 mm e cada uma destas linhas tem uma profundidade diferente, tendo a linha 1, 50 micra de profundidade, a linha 2, 20 micra e a linha 3, 75 micra (Figura 17).

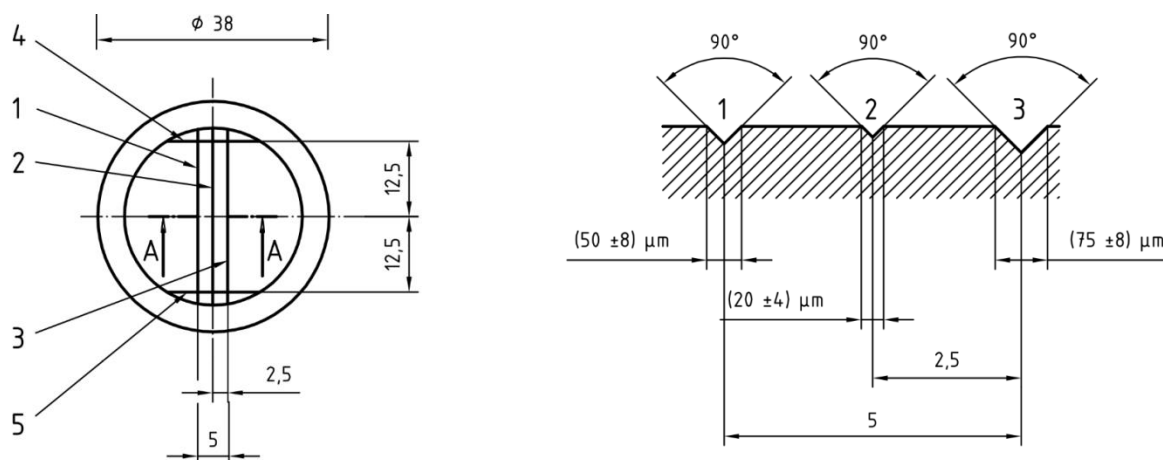


Figura 17 – Face superior e corte lateral da Matriz metálica com as diferentes linhas- figura 12 norma ISO 4823:2000.

As três linhas paralelas de diferentes profundidades servem para estudar a reprodução de detalhe e as duas linhas verticais permitem avaliar a estabilidade dimensional.

As matrizes foram todas numeradas de 1 a 10 e marcado o lado da linha de 50 micra (linha1) na face lateral da matriz (Figura 18).



Figura 18 – Face lateral da matriz número 2 com a marca correspondente ao lado da linha de 50 micra.

O anel metálico tem uma altura de 6 mm e com um diâmetro interno de aproximadamente 30 mm (Figura 19) que encaixa na parte superior da matriz metálica onde se encontram as linhas (Figura 20).

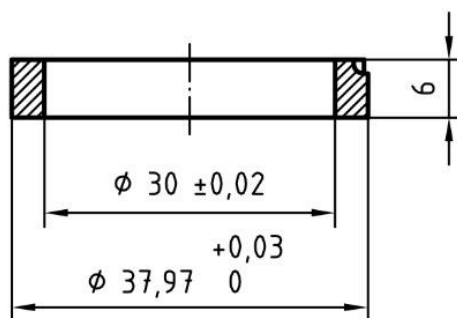


Figura 19 – Anel metálica ou ring mould- figura 13 norma ISO 4823:2000.



Figura 20 – Anel metálica ou ring mould encaixado na face superior da matriz metálica.

Para o correcto manuseamento do silicone envolvido no estudo, foram tidas em atenção as características do material bem como a manipulação, de acordo com as instruções do fabricante, à temperatura ambiente do laboratório de 23°C e com uma humidade relativa de 20-80 % (Tabela 2).

	Imprint 4 Penta Putty
Tipo de acordo com as normas ISO	Tipo 0
Consistência/ Viscosidade	Massa
Linha de referência na matriz	75 micra
Tempo de trabalho	1:30 min.
Tempo de presa	2:30 min.
Tempo necessário para vazar a gesso	Mínimo 30 min.
Desinfecção	Solução de desinfecção normal
Após desinfecção	Lavar 15 seg. água corrente

Tabela 2 – Características do material em estudo de acordo com o fabricante.

Para a obtenção das amostras começou-se por lavar a matriz e o anel metálico durante dois ciclos no ultra-som com água desionizada, de seguida retiraram-se as peças do ultra-som e colocaram-se na estufa a 37°C durante 15 minutos.

Com a matriz e o anel metálicos limpos e aquecidos removeram-se da estufa e uniram-se as peças encaixando o anel por cima da matriz. Com o conjunto matriz e anel prontos iniciou-se a mistura do silicone na misturadora automática pentamix 2 para obter uma mistura com proporções uniformes e homogénea (Yilmaz, Aydin, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007). De acordo com as instruções do fabricante, os primeiros centímetros da mistura foram dispensados para assegurar a completa mistura.

A introdução do material na matriz foi feita de forma a que um dos lados da mesma ficasse preenchido com o material e que após a pressão exercida pela placa metálica coberta com a folha de etileno contra o bloco (Figura 21), o silicone fosse arrastado ao longo das linhas 1,2 e 3 até ao lado oposto da matriz.

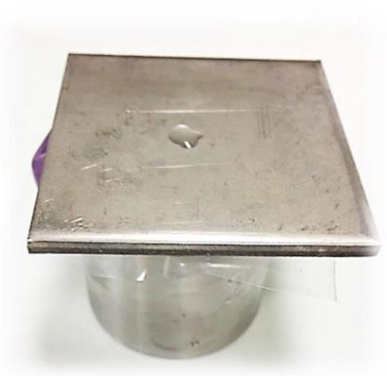


Figura 21 – Placa metálica coberta com uma folha de etileno contra o conjunto matriz mais anel metálico com extravasamento de material.

Após 60 seg. as amostras foram postas em banho-maria a 35°C de forma a mimetizar as condições orais e com um peso de dois quilograma por cima (Figura 22).

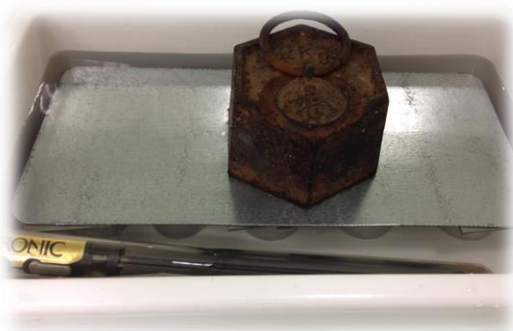


Figura 22 – Amostras em banho-maria a 35°C com um peso de dois quilograma por cima.

Esta força foi aplicada por um peso comum (Figura 23), com o objectivo de extravasar os excessos de material e de manter o material sobre uma pressão constante durante o seu tempo de presa.



Figura 23– Peso comum de 2 Kg sobre placa metálica e matriz contendo o material.

Para além do tempo de presa estabelecido pelo fabricante, foram adicionados três minutos conforme especificação nº19 da ADA, de forma a garantir uma polimerização correcta do material em estudo. Após este período, retirou-se do banho-maria o conjunto da matriz e anel metálico com o material de impressão coberto pela folha de polietileno e placa metálica. De seguida, separou-se cuidadosamente a placa e o anel da amostra removendo os excessos de silicone que extravasou.

Ao retirar as amostras das matrizes estas foram marcadas na face inferior com o número da amostra, em que o primeiro algarismo corresponde ao grupo a que pertence e o segundo algarismo ao número da matriz (Figura 24).



Figura 24 – Face inferior de uma amostra de silicone Imprint 4 Penta Putty marcada com o número da amostra e o lado da linha 50 micra.

Na face superior numa zona de não leitura foi marcado o lado correspondente à linha de 50 micra (Figura 25).

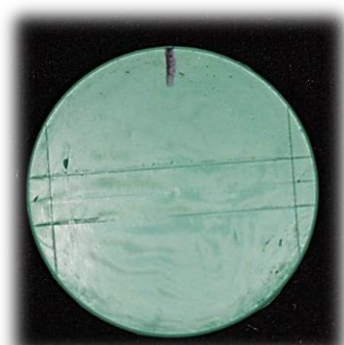


Figura 25 – Face superior de uma amostra de silicone Imprint 4 Penta Putty marcada no lado da linha 50 micra.

De seguida as amostras foram lavadas com um borrifo de água desionizada e posteriormente secas com o jacto de ar.

Depois de secas, todas as amostras foram observadas à lupa para ver a continuidade da linha correspondente ao tipo de material de acordo com o indicado pela norma ISO 4823:2000. Como referido anteriormente, o material em estudo tem uma consistência tipo 0 sendo portanto avaliado a continuidade da linha 75micra. Se esta linha está contínua então a amostra passa para as medições no interferómetro de Michelson e é considerada POSITIVO, caso não esteja contínua então NEGATIVO e a amostra é eliminada e repetida na mesma matriz. As amostras que falham são repetidas uma única vez. Caso a repetição também seja negativa é escolhida a melhor das duas.

Depois desta análise preliminar á lupa, todas as amostras foram medidas no Instituto Português da Qualidade pelo Interferómetro de Michelson ao tempo 0 horas.

Após esta primeira medição ao tempo 0 horas as amostras foram submetidas aos diferentes métodos de desinfecção ou esterilização ou ficaram como grupo de controlo de acordo com o referido anteriormente. As amostras de silicone seguiram uma sequência de medições de acordo com o descrito na tabela 3.

	0 Horas	Tm	24Horas	1 Semana	Total
Controlo	30 Amostras (Grupos 1,2,3)	-	20Amostras (Grupos 2,3)	10 Amostras (Grupos3)	60 Medições
Hipoclorito	30 Amostras (Grupos 4,5,6)	30 Amostras (Grupos 4,5,6)	20 Amostras (Grupos 5,6)	10 Amostras (Grupos 6)	90 Medições
Autoclave	30 Amostras (Grupos 7,8,9)	30 Amostras (Grupos 7,8,9)	20 Amostras (Grupos 8,9)	10 Amostras (Grupos 9)	90 Medições
Total	90 Medições	60 Medições	60 Medições	30 Medições	240 Medições

Tabela 3 – Sequência das medições das amostras de silicone.

Os Grupos 1,2 e 3 são Grupos de controlo em que o Grupo 1 apenas é medido às 0 horas, o Grupo 2 medido às 0 horas e às 24 horas e o Grupo 3 medido às 0 horas, 24 horas e 1 semana.

As amostras dos Grupos 4,5 e 6 são todas medidas no tempo 0 horas antes de aplicado o método de desinfecção química. De seguida as amostras destes três Grupos são submetidas a um método de desinfecção por imersão numa solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% (Figura 26), durante 10 minutos no tempo 0 horas.

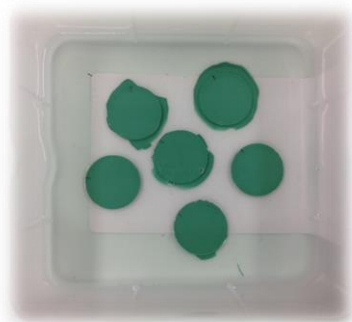


Figura 26 – Amostras de silicone Imprint 4 Penta Putty submetidas ao método de desinfecção por imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25%.

Passado o tempo de desinfecção os silicones são lavados com água corrente durante 15 segundos e secas. Posteriormente cada um destes Grupos é observado ainda nos diversos tempos, o Grupo 4 às 0 horas após a desinfecção, o Grupo 5 às 0 horas após a desinfecção e 24 horas e o Grupo 6 0 horas após a desinfecção, 24 horas e 1 Semana.

As amostras dos Grupos 7,8 e 9 foram, após medição ao tempo 0 horas, colocados em mangas (Figura 27) para serem submetidas ao método de esterilização num autoclave horizontal a 134°C durante 40 minutos.



Figura 27 – Amostras de silicone Imprint 4 Penta Putty colocadas em mangas de esterilização.

Depois de finalizada a esterilização, os silicones ficaram em repouso a arrefecer antes das medições. Sendo que o Grupo 7 voltou a ser medido ao tempo 0 horas após a aplicação do método de esterilização, o Grupo 8 voltou a ser medido às 0 horas depois

da esterilização e às 24 horas, o Grupo 9 como o Grupo 8 foi avaliado às 0 horas e 24 horas e ainda á 1 semana.

Entre as medições, as amostras foram todas armazenadas numa caixa identificada com o grupo a que pertencem, no laboratório a uma temperatura ambiente de 20°C e devidamente separadas por grupos.

Todas estas medições foram feitas com o Interferómetro de Michelson correctamente calibrado e com as matrizes ou as amostras, de acordo com o que se estava a medir, convenientemente posicionadas. As amostras e as matrizes foram colocadas de forma a que a linha de 50 micra, linha 1, ficasse sempre na mesma posição e consequentemente a linha vertical 4 sempre no mesmo lado. O eixo do X da mira do estereomicroscópio é encostado á face interna da linha vertical 4 e o Y é colocado a cerca de 0,03mm abaixo da linha horizontal mais fina existente (linha 1,2 ou 3).

Foi medida a distância entre as linhas verticais 4 a 5 em cada uma das linhas horizontais quer das matrizes metálicas quer das amostras para o estudo da alteração dimensional do material de impressão. Cada linha horizontal foi medida três vezes, de acordo com o referido nas normas ISO 4823:2000, para validar a repetibilidade do método.

Estas medições foram obtidas com valores padrão estabelecidos pelo fabricante do interferómetro de Michelson com uma temperatura de referência 20 °C, pressão 1013,25 mbar e Humidade igual a 50%.

Para o cálculo da estabilidade dimensional foi utilizada a fórmula apresentada pela norma ISO 4823:2000 e também pela especificação nº19 da ADA, em percentagem (%):

$$\text{Alteração dimensional (\%)} = \frac{(B - A)}{A} \times 100$$

Em que A é a distância medida entre as linhas verticais em cada uma das linhas horizontais na matriz em micra e B a distância medida entre as mesmas linhas em micra nas diferentes amostras obtidas.

Depois de aplicada a fórmula relacionou-se os estes resultados com a tabela 1 da norma ISO 4823:2000. Segundo esta tabela, para um material tipo 0, que como referido anteriormente é o tipo do material em estudo, a alteração dimensional linear máxima deverá corresponder a 1,5%.

Cada amostra, após a última medição, foi passada a gesso tipo IV e posteriormente o gesso foi medido pelo mesmo método utilizado para a medição das amostras, o interferómetro de Michelson, para avaliar a alteração dimensional do gesso.

Para a obtenção dos corpos de prova de gesso começou-se por preparar as amostras de silicone fazendo um bisel na parte inferior da mesma com uma lâmina de bisturi (Figura28).



Figura 28 - Bisel na parte inferior da amostras de silicone Imprint 4 Penta Putty.

A amostra preparada foi colocada no anel modelo com a zona de leitura posta para cima e o “riser” colocado por baixo do conjunto e pressionado contra a parte inferior da amostra de modo a eleva-la.

De seguida, foi aplicado um agente isolante na superfície do “slit mould” (Fig.ura 29) e este foi encaixado no anel metálico.

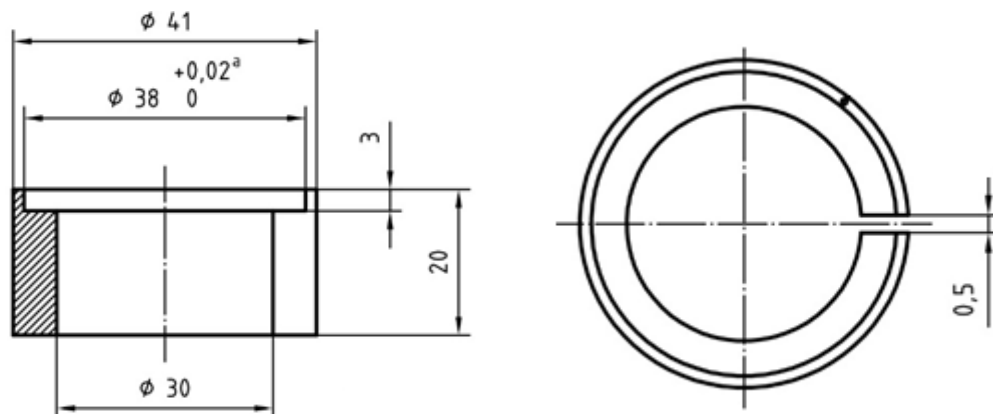


Figura 29 – Visão lateral e superior do “stil mould” - figura 13 norma ISO 4823:2000.

Com as peças devidamente colocadas, utilizou-se uma braçadeira (Figura 30) de forma a fechar a fenda do “slit mould” e posicionou-se o conjunto das peças de modo a que o “raiser” estivesse virado para cima e a zona de leitura da amostra para baixo.



Figura 30 – Braçadeira a fechar a fenda do “stil mould”.

Posteriormente cobriu-se o “raiser” com uma placa de metal, de aproximadamente 50 x 50 mm e 3 mm de espessura, e de seguida inverteu-se todo o conjunto.

As amostras foram obtidas com gesso tipo IV da marca Pro-Stone 21, como referido anteriormente, na proporção de 100g de gesso para 21ml de água de acordo com as indicações do fabricante.

Após realizada a mistura do gesso, esta foi introduzida pouco a pouco por intermédio de vibrações mecânicas, de modo a que o fluxo fosse escorrendo para baixo ao longo da superfície interna do “slit mould” para primeiro cobrir as extremidades das linhas de relevo, 1, 2 e 3, de um lado até ao outro lado das linhas. Depois de preenchida a zona de leitura, o resto da cavidade foi enchida com gesso até à sua totalidade.

Enquanto as amostras de gesso tomavam presa, estas foram armazenadas no laboratório durante 45 minutos. Terminado este tempo de espera, a braçadeira foi aberta e aliviada a fenda do “slit mould” de forma a facilitar a remoção do modelo. O gesso foi marcado com o mesmo número da amostra numa zona de não leitura e separado do conjunto de peças e da amostra.

Todos os corpos de prova de gesso foram analisados e medidos no Interferómetro de Michelson. Cada amostra de gesso começou por ser correctamente calibrada e posteriormente foi analisada a existência das diferentes linhas para avaliar a reprodutibilidade do gesso. Estes resultados foram comparados com a tabela 1 da norma ISO 4823:2000 na coluna correspondente à compatibilidade com o gesso onde é referido que um material tipo 0, que como referido anteriormente corresponde ao tipo do material em estudo, deveria reproduzir a linha de 75 micra.

Quando a linha estava presente, foi medida a distância entre as linhas verticais 4 a 5. Estas medições foram obtidas com valores padrão estabelecidos pelo fabricante do interferómetro de Michelson com uma temperatura de referência 20 °C, pressão 1013,25 mbar e Humidade igual a 50%.

Cada linha horizontal presente foi medida três vezes, de acordo com o referido na norma ISO 4823:2000, para validar a repetibilidade do método.

Para o cálculo da alteração dimensional do modelo de gesso em relação ao molde original, a matriz metálica, foi utilizada a fórmula descrita na norma ISO 4823:2000, em percentagem (%):

$$\text{Alteração dimensional (\%)} = \frac{(B - A)}{A} \times 100$$

Em que A é a distância medida entre as linhas verticais em cada uma das linhas horizontais na matriz em micra e B a distância medida entre as mesmas linhas em micra no modelo de gesso obtido.

Estes resultados foram comparados com os valores obtidos pelas amostras de silicone de forma a concluir, se as dimensões dos modelos de gesso se aproximavam ou afastavam da dimensão inicial da matriz.

RESULTADOS

Para estudar a alteração dimensional das amostras de silicones e modelos de gessos, foi realizada uma análise estatística dos valores das percentagens de alteração dimensional, calculados de acordo com a norma ISO 4823:2000. Os dados foram inseridos no programa IBM® SPSS® Statistics - versão 20.0.

Silicones

O objectivo na análise estatística dos valores dos silicones, é verificar se há diferenças significativas estatisticamente entre os valores de alteração dimensional que obtivemos.

		N	Média	Desvio Padrão
Controlo	T= 0 H	30	0,0855	0,20205
	T= 24 H	20	0,1354	0,21627
	T= 1 Sem	10	0,2864	0,24615
Hipoclorito	T= 0 H	30	0,1445	0,22227
	Tm	30	0,1531	0,21999
	T= 24 H	20	0,1746	0,21977
	T= 1 Sem	10	0,2843	0,22596
Autoclave	T= 0 H	30	0,1721	0,18311
	Tm	30	0,2903	0,14041
	T= 24 H	20	0,3469	0,20121
	T= 1 Sem	10	0,5768	0,15076

Tabela 4- Estatísticas Descritiva dos Grupos com os valores de média e desvio padrão.

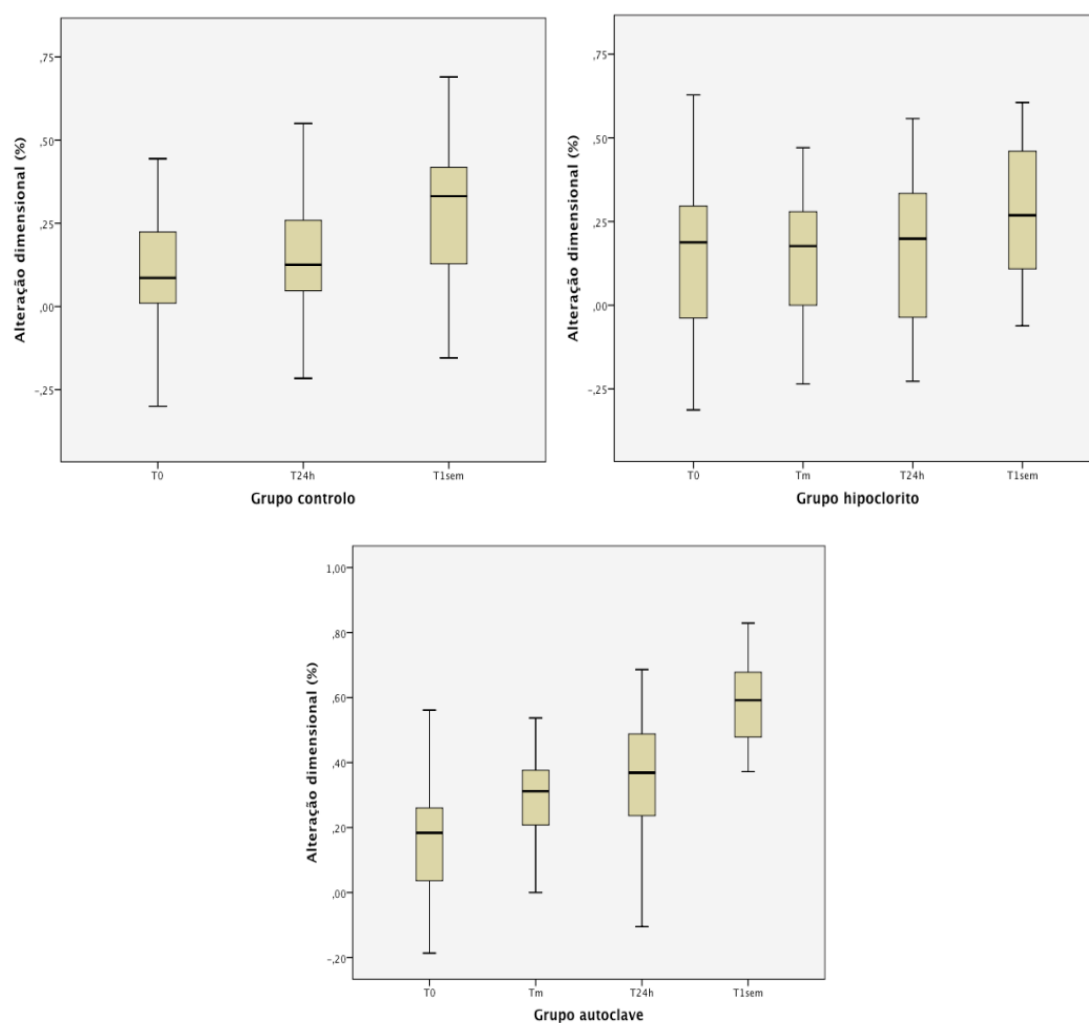


Gráfico 1 - Representação gráfica dos valores médios e dos desvios padrão obtidos para cada um dos grupos: Controlo, Hipoclorito e Autoclave.

Numa primeira análise das alterações dimensionais registadas, verificou-se que os grupos T=0 apresentam uma alteração média que vai de 0,0855 no caso de grupo de Controlo (com um desvio padrão de 0,20205) a 0,1721 no grupo de Autoclave (com um desvio padrão de 0,18311 – menor dispersão amostral que nos outros dois grupos).

Observa-se que, enquanto nos grupos de controlo e hipoclorito, a média de alteração percentual cresce de forma mais acentuada apenas no T=1 semana, no grupo autoclave, esse crescimento dá-se logo para Tm, que assume um valor (0,2903) superior aos verificados para T=1 semana dos restantes grupos. Note-se ainda que, para T=1 semana do grupo Autoclave atinge-se o maior valor médio observado (0,5768) com uma pequena dispersão e amplitude amostrais. (Ver tabela 3 e gráfico 1)

Em seguida, a análise da alteração dimensional dos silicones dentro dos grupos de Controlo, Hipoclorito e Autoclave, ao longo dos diferentes tempos de medição, foi feita por intermédio de um teste paramétrico, a ANOVA, uma vez que a normalidade das amostras foi confirmada por intermédio do teste Shapiro-Wilk (com $p > 0,05$ para todos os grupos) e a igualdade das variâncias foi confirmada através do teste de Levene (com $p > 0,05$).

De acordo com o teste ANOVA, para os grupos Controlo e Hipoclorito não existem alterações dimensionais estatisticamente significativas ao longo do tempo ($p = 0,053 > 0,05$ no caso do grupo controlo e $p = 0,361 > 0,05$ para o grupo Hipoclorito). Já no grupo Autoclave o resultado ANOVA foi $p = 0,000$ verificando-se portanto diferenças significativas nos valores médios das alterações nos diferentes tempos.

			Intervalo de confiança de 95%	
Variáveis Dependentes		Sig.	Mínimo	Máximo
Autoclave	T= 0 H	Tm	,044	-,2339
		T= 24 H	,004	-,3042
		T= 1 Sem	,000	-,5684
	Tm	T= 0 H	,044	,0024
		T=24 H	,662	-,1860
		T=1 Sem	,000	-,4502
	T= 24 H	T= 0 H	,004	,0454
		Tm	,662	-,0728
		T= 1 Sem	,004	-,4035
	T= 1 Sem	T=0 H	,000	,2410
		Tm	,000	,1228
		T= 24 H	,004	,0563

Tabela 5- Resultados do Teste Post Hoc Tukey HSD para o grupo Autoclave.

Para identificar onde estavam as diferenças estatisticamente significativas no grupo Autoclave, optou-se por fazer o teste Post Hoc de Tuckey HSD para comparação múltipla de amostras com dimensões diferentes. Conclui-se que, com excepção dos valores médios obtidos em Tm e T=24, todos os outros valores médios são significativamente diferentes ($p < 0,05$) (ver tabela 4).

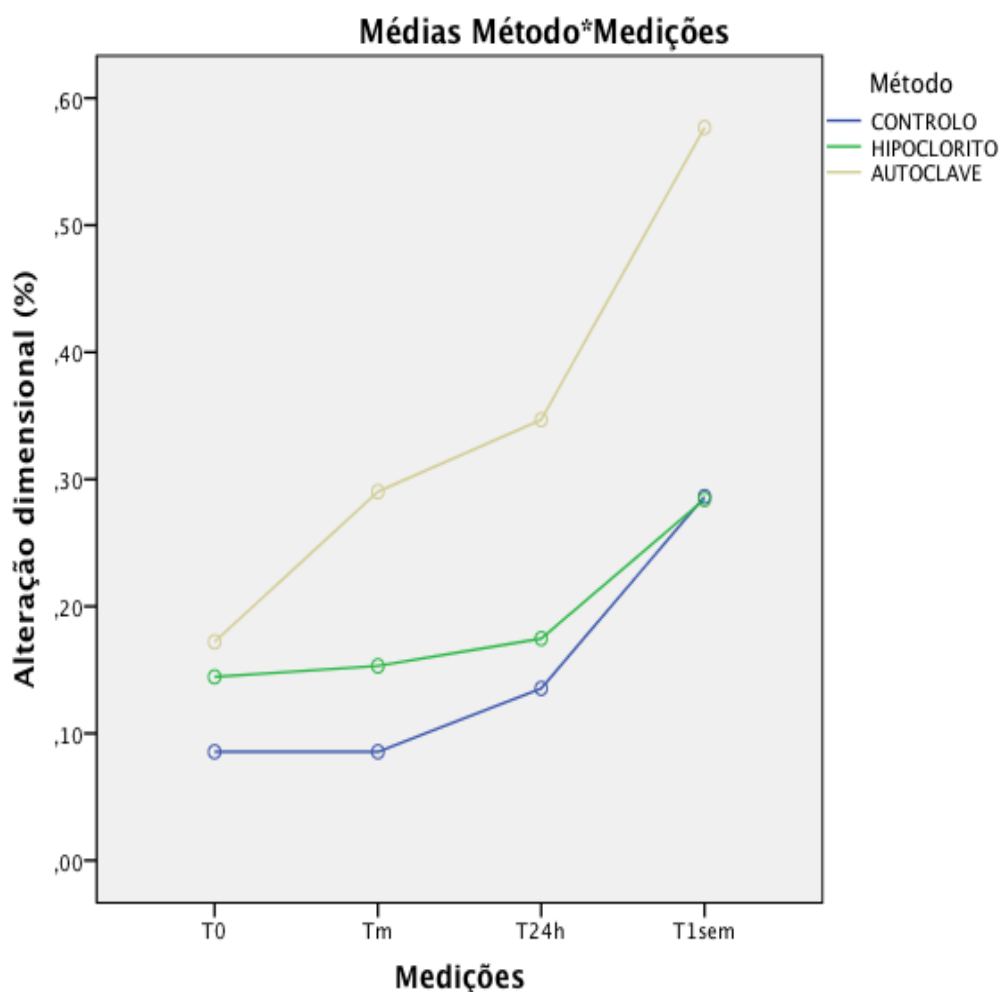


Gráfico 2 – Representação da alteração dimensional de cada grupo, sendo que a linha azul corresponde ao comportamento das amostras do grupo Controlo, a linha verde do grupo Hipoclorito e a linha cinzenta representa o grupo Autoclave.

O grupo Controlo em T=0 corresponde ao grupo com menor alteração dimensional com o valor de 0,0855%. Neste grupo o valor em T=0 é igual ao valor em Tm pois as amostras deste não sofreram qualquer tipo de desinfecção ou esterilização. Após 24 horas em T= 24h, este grupo continua a representar o grupo com menor alteração dimensional apesar das amostras sofrerem uma ligeira expansão passando a 0,1354% de alteração. Em T= 1sem dá-se um aumento mais acentuado da alteração dimensional chegando a 0,2864% provocado pela expansão sofrida pelas amostras deste grupo deixando assim de ser o grupo com menor alteração neste tempo.

O grupo Hipoclorito em T=0 apresentava valores de alteração dimensional de 0,1445%, superiores ao do grupo Controlo mas inferiores ao grupo autoclave. Após desinfecção com hipoclorito as amostras revelam uma ligeira expansão de 0,1531%. Em T=24h, o grupo Hipoclorito continua a revelar valores de alteração dimensional de 0,1746%, superiores ao do grupo Controlo e inferiores ao grupo autoclave. No entanto este grupo mostra ser o grupo com menor diferença entre os valores de Tm e T=24h. Após uma semana em T= 1Sem, este grupo é o que apresentou o menor valor de alteração dimensional dos três no valor de 0,2843%.

O grupo Autoclave é o único que apresentou diferenças estatisticamente significativas. Em T=0 apresenta os maiores valores de alteração de todos os grupos no valor de 0,1721%. Após o método, entre T=0 e Tm, há um marcado aumento da alteração da dimensão passando para 0,290% quando comparado com os restantes grupos. Em T=24h é também verificado um aumento, chegando a um valor de 0,3469%, embora não significativamente diferente do verificado em Tm. Após uma semana, em T=1sem, constata-se uma grande alteração da dimensão das amostras atingindo valores de 0,5768%.

Gesso

A segunda parte desta análise, tem como objectivo comparar as dimensões médias do gesso, em cada grupo, para cada um dos tempos e verificar se há diferenças estatisticamente significativas de alteração dimensional entre os modelos de gesso obtidos e a matriz inicial.

		N	Média	Desvio Padrão
Controlo	T= 0 H/Tm	10	0,2208	0,51416
	T= 24 H	10	0,1223	0,21389
	T= 1 Sem	10	0,1319	0,23484
Hipoclorito	Tm	10	0,1139	0,16006
	T= 24 H	10	0,0319	0,44203
	T= 1 Sem	10	0,1173	0,17108
Autoclave	Tm	10	0,2518	0,30195
	T= 24 H	10	0,2011	0,43071
	T= 1 Sem	10	0,3948	0,30750

Tabela 6 - Estatísticas Descritiva dos Grupos com os valores de média e desvio padrão.

Apenas para o grupo Autoclave se verificaram as condições de normalidade (teste Shapiro-Wilk com $p > 0,05$) e igualdade de variâncias (Teste Levene com $p > 0,05$), assim sendo, para este grupo utilizou-se o teste ANOVA para testar a hipótese da igualdade das medições médias para os diferentes tempos.

De acordo com o teste ANOVA, para o grupo Autoclave não existem alterações dimensionais estatisticamente significativas ao longo do tempo ($p = 0,453 > 0,05$).

No caso do grupo Controlo, embora se tenha verificado a normalidade das amostras, não se verificou a hipótese da igualdade das variâncias (teste de Levene com $p = 0,042 < 0,05$) e no caso do grupo Hipoclorito não se verificou a hipótese da normalidade das amostras. Assim sendo, foi necessário optar por um teste não paramétrico, o teste de Kruskal-Wallis.

No teste de Kruskal-Wallis o grupo Controlo obteve um $p=0,800$ e o grupo Hipoclorito um $p=0,731$ que corresponde a um $p > 0,05$ logo não existem alterações dimensionais estatisticamente significativas ao longo do tempo.

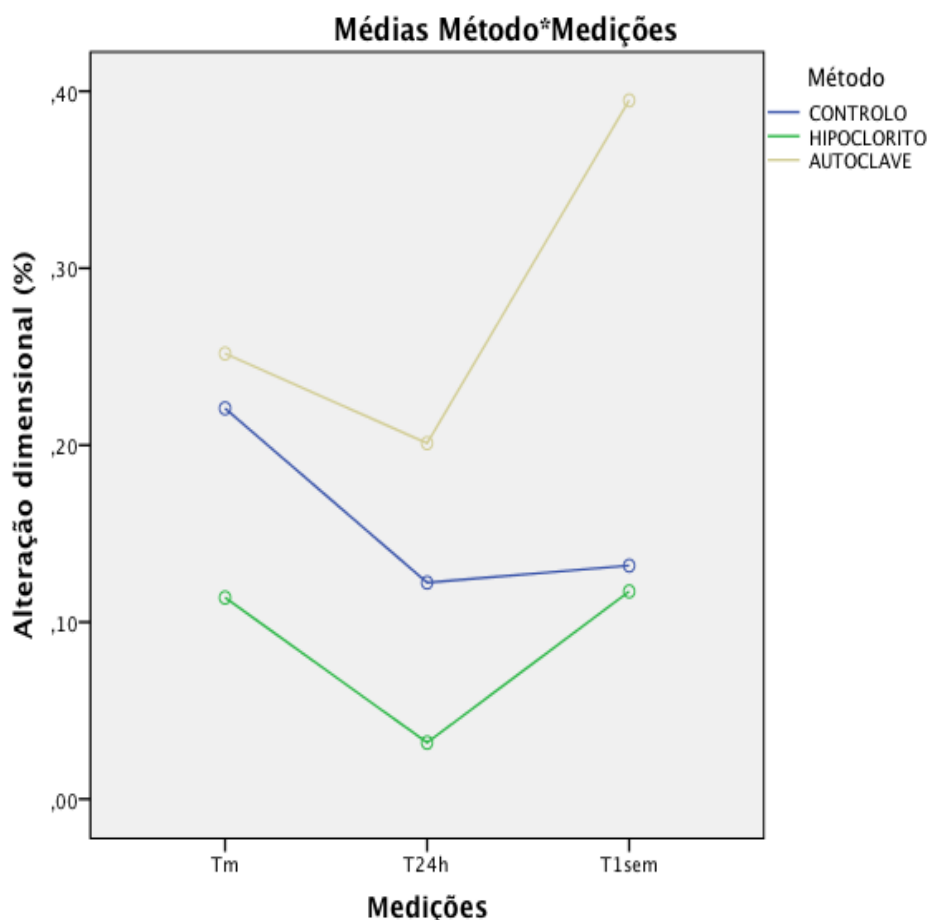


Gráfico 3- Representação das alterações dimensionais reflectidas pelos modelos de gesso em cada grupo nos diferentes tempos, sendo que a linha azul corresponde ao grupo Controlo, a linha verde do grupo Hipoclorito e a linha cinzenta representa o grupo Autoclave.

É de notar que na análise dos modelos de gesso o $T=0h$ coincide com o T_m e em nenhum dos grupos apresenta alterações dimensionais estatisticamente significativa.

O grupo Controlo em T_m apresenta um valor inicial de 0,2208% bastante superior ao obtido pelo Hipoclorito e mais próximo da alteração apresentada pelo grupo Autoclave. Em $T=24h$ as amostras de gesso apresentam valores de alteração de 0,1223% bastante menores do que os iniciais. Nos corpos de prova feitos em $T=1$ semana, foi verificado

um ligeiro aumento da alteração dimensional com uma percentagem de 0,1319 havendo uma aproximação ao valor obtido pelo grupo Hipoclorito no mesmo tempo.

O Grupo Hipoclorito em T_m apresenta valores na ordem 0,1139%, bastante mais baixos que os restantes, e sofre um decréscimo acentuado em T=24h, que representa o menor valor de alteração conseguido por qualquer um dos grupos nos diferentes tempos no valor de 0,0319%. Nos gessos a 1 semana verifica-se um aumento acentuado da alteração dimensional ultrapassando ligeiramente o valor em T_m e atingindo o valor de 0,1173%.

O grupo Autoclave apresenta inicialmente a maior alteração de todos os grupos nesse mesmo tempo com uma percentagem de 0,2518. Em T=24h há uma diminuição da percentagem de alteração atingindo o valor de 0,2011% atingido o valor mais baixo do grupo Autoclave. As amostras de gesso feitas em T=1 semana mostram um aumento acentuado da alteração dimensional com um valor de 0,3948% que corresponde á maior percentagem de alteração dimensional de todos os grupos. No entanto, nenhuma alteração é estatisticamente significativa.

Por último foram comparadas as variações médias dos silicones com as variações médias dos gessos no mesmo tempo para verificar se há diferenças significativas estatisticamente entre os valores de alteração dimensional que obtivemos.

Como visto anteriormente, todas as variáveis consideradas tem uma distribuição normal excepto no gesso o grupo Hipoclorito para T=0h.

Como tal, neste ultimo caso teve que se usar um teste não paramétrico, o teste Mann-Whitney U para amostras independentes.

Para os restantes grupos foi possível utilizar um teste paramétrico. No caso de se verificar a igualdade das variâncias utilizou-se o T-test para amostras independentes. Quando não se verificou a igualdade das variáveis utilizou-se então o T-test ajustado e em complemento o teste não paramétrico- Mann-Whitney U.

Em todas as comparações, a hipótese nula não foi rejeitada ($p > 0,05$), logo não há diferenças significativas entre o Silicones e o Gesso dos três grupos (Controlo, Hipoclorito e Autoclave) nos diferentes tempos.

DISCUSSÃO

O estudo realizado tem como objectivo avaliar as alterações dimensionais provocadas pela desinfecção ou esterilização num material de impressão usado em Medicina Dentária. Apesar de ser um tema amplamente estudado, o avanço das técnicas de medição e o aparecimento de novos materiais levaram à realização deste estudo.

O material de impressão utilizado neste estudo foi, como já referido, um silicone de adição - Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM). A escolha deste material baseou-se no facto dos silicones de adição serem um dos materiais de impressão mais utilizados pelos médicos dentistas nos dias de hoje (Donovan & Chee, 2004; Filho *et al.*, 2003; Hamalian *et al.*, 2011; Renato S. Nishioka *et al.*, 2000; Pimentel *et al.*, 2014; Shiozawa *et al.*, 2013). Para além disto, o material de impressão Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM) requer mais estudos, pois é recente no mercado e pertence a um grupo de silicones de adição de nova geração com um comportamento super-hidrofílico que segundo a marca, deve-se a uma natureza verdadeiramente hidrofílica que permite uma impressão com maior precisão, melhor afinidade aos tecidos orais e mais facilidade no vazamento a gesso.

Para o manuseamento do material, foi escolhido o sistema da misturadora automática, misturadora Pentamix 2 (3M ESPETM), visto ser um método simples e confortável na prática clínica e ainda por permitir uma mistura homogénea e com poucas bolhas resultando num material menos poroso (Guler *et al.*, 2013; Lepe *et al.*, 1998; Melilli *et al.*, 2008; Yilmaz *et al.*, 2007).

O método seguido para a obtenção das amostras de silicone foi realizado de acordo com as normas ISO 4823:2000 e especificação nº19 da ADA. Foi usada uma matriz metálica igual á descrita nestas normas, pois esta é muito utilizada em estudos semelhantes de determinação das alterações dimensionais dos materiais de impressão (Amin *et al.*, 2009; M. C. Goiato & Guiotti, 2003; Marcelo Coelho Goiato, Mancuso, & Guiotti, 2005; Guiotti & Goiato, 2004; Melilli *et al.*, 2008; Pimentel *et al.*, 2014; S. M. Silva & Salvador, 2004; Walker *et al.*, 2007; Yilmaz *et al.*, 2007).

Apesar de neste estudo ter-se seguido esta norma e ter-se usado a matriz metálica, outros estudos preferem usar arcadas com pontos de referência ou preparos predefinidos de forma a ser possível estudar as alterações tridimensionalmente enquanto que com a matriz apenas se tem uma visão linear da alteração (Adabo et al., 1999; Johnson et al., 1998; Kollefrath et al., 2010; Lepe & Johnson, 1997; Macário et al., 2008; Martin et al., 2007; Vasconcellos et al., 2012).

A norma ISO 4823:2000 refere, no teste de alterações dimensionais, que após a introdução do material na matriz e colocação da placa de vidro ou de metal coberta com a folha de polietileno, deve ser realizada uma força suficientemente elevada para que a placa esteja firmemente em contacto com o molde.

Nem todos os estudos equivalentes demonstram a utilização de força sobre a matriz (M. C. Goiato & Guiotti, 2003; Marcelo Coelho Goiato *et al.*, 2005; Guiotti & Goiato, 2004; Walker *et al.*, 2007).

No entanto, noutros estudos realizados, verifica-se a aplicação de uma força através de um peso comum de um quilograma (Amin *et al.*, 2009; S. M. Silva & Salvador, 2004; Thouati *et al.*, 1996) ou então utilizando um C- clamp (Yilmaz *et al.*, 2007) ou ainda, aplicando apenas uma força suficiente para garantir que a placa adira ao molde (Fracaro *et al.*, 2007; Melilli *et al.*, 2008; Pimentel *et al.*, 2014).

Neste estudo foi utilizado um peso comum de dois quilograma sobre a matriz e o material de impressão durante todo o tempo de presa, de forma a garantir uma força constante e suficiente permitindo uma boa aderência da placa metálica ao molde e o extravasamento de material em excesso.

Entre cada uma das amostras, segundo a norma ISO 4823:2000, é fundamental proceder-se à limpeza da matriz e anel metálico. No presente estudo, e de acordo com esta norma, a limpeza foi feita recorrendo a um aparelho de ultra-sons com água desionizada durante dois ciclos. No entanto nem todos os estudos procederam a esta limpeza (S. M. Silva & Salvador, 2004; Walker *et al.*, 2007; Yilmaz *et al.*, 2007) ou fizeram-na de forma diferente. Outras técnicas de limpeza foram usadas, como por exemplo, o éter Sulfúrico (M. C. Goiato & Guiotti, 2003), o álcool etílico (Fracaro *et*

al., 2007; Melilli *et al.*, 2008) ou a lavagem em água corrente seguida de secagem com ar ou com ar sob pressão (Amin *et al.*, 2009; Guiotti & Goiato, 2004).

A norma ISO 4823:2000 refere, nos testes de alterações dimensionais, que após a introdução do material no conjunto matriz e anel metálico, este conjunto deve ser colocado em banho-maria a $35^{+/-}1^{\circ}\text{C}$ simulando as condições orais. Os estudos efectuados revelam que este passo nem sempre foi realizado (M. C. Goiato & Guiotti, 2003; Marcelo Coelho Goiato *et al.*, 2005; Pimentel *et al.*, 2014). Noutros estudos o banho-maria foi realizado mas a uma temperatura de $32^{+/-}1^{\circ}\text{C}$ (Fracaro *et al.*, 2007; Melilli *et al.*, 2008; Walker *et al.*, 2007; Yilmaz *et al.*, 2007).

Neste estudo bem como no de Amin *et al.* (2009), o banho-maria foi feito a 35 graus de forma a mimetizar as condições de temperatura e humidade orais.

Vários foram os estudos que incidiram sobre temas como: a eficácia do desinfectante e/ou técnica de desinfecção e os efeitos da desinfecção no material de impressão.

Pode-se dizer que há uma vasta gama de desinfectantes e métodos de desinfecção que foram investigados.

O principal requisito para a desinfecção de impressões na prática clínica é que os desinfectantes sejam no mínimo tuberculocida (Kohn *et al.*, 2003; Thomas, Jarboe, & Frazer, 2008). O hipoclorito de sódio a 5,25% é considerado um desinfectante potente, de nível intermédio, eficaz contra a maior parte dos microrganismos presentes numa impressão após ser retirada da boca.

Nos estudos realizados o hipoclorito de sódio foi testado em diferentes técnicas de desinfecção sendo a imersão a mais estudada seguida da técnica de spray.

A grande dúvida em relação aos desinfectantes disponíveis e à desinfecção das impressões, reside nas alterações dimensionais a que os moldes podem estar sujeitos.

Um estudo de Herrera e Merchant, (1986) demonstrou que a desinfecção dos silicões de adição pelo método de imersão com hipoclorito de sódio a 0,5% e 1% durante 30 minutos, não provoca alterações dimensionais significativas.

Outro estudo apresentado por Thouati *et al.*(1996) mostrou que a imersão durante 30 minutos em hipoclorito de sódio a 5,25% levou a um comportamento expansivo dos materiais estudados, incluindo dos silicones de adição. No entanto, os autores concluíram, que era aconselhável a utilização de hipoclorito de sódio a 5,25% como desinfectante para impressões de prótese fixa.

A desinfecção de impressões de silicone de adição e poliéter, segundo Johnson *et al.*(1998), pode ser feita por qualquer desinfectante sem provocar nenhuma perda de detalhe da superfície.

Adabo *et al.*(1999), estudaram a influência da imersão de diferentes elastómeros em várias soluções de desinfecção, nomeadamente de dois silicones de adição imersos durante 10 minutos, em hipoclorito de sódio a 5,25%, e verificaram que não houve diferenças estatisticamente significativas em relação ao grupo controlo não imerso em desinfectante.

Um estudo realizado por Silva e Salvador (2004), concluiu que não há diferenças significativas na estabilidade dimensional de impressões de silicone quando submetidas a imersão em hipoclorito de sódio a 1% ou glutaraldeído a 2%.

Quanto á eficácia do hipoclorito, Peixoto *et al.* (2007), comprovaram que a imersão em hipoclorito de sódio a 1% durante 10 minutos, desinfecta as impressões quando estas estão contaminadas com as bactérias *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus mutans* ou *Candida albicans*.

Walker *et al.*(2007) testaram as alterações dimensionais e qualidade de superfície de um poliéter e um silicone de adição de nova geração, após imersão em soluções desinfectantes, sendo uma delas o hipoclorito de sódio a 0,5%, com tempos de imersão de 10 minutos e de 1 hora, tendo constatado que não existiam alterações dimensionais nem perda de detalhe nos PVS.

Ainda em 2007, Martin *et al.* também estudaram as alterações dimensionais dos silicones de adição quando submetidos a hipoclorito de sódio a 5,25% durante 10 minutos tendo concluído que as alterações provocadas eram clinicamente aceitáveis.

Mais tarde, Amin *et al.* (2009) referem que o protocolo de desinfecção mais apropriado para qualquer material de impressão, consiste na imersão durante 10 minutos numa solução de hipoclorito de sódio a 0,5%.

Um estudo feito por Linhares *et al.* (2010) com impressões submetidas a desinfecção por aerossol com solução de hipoclorito de sódio a 1% durante 10 minutos, provou ser eficaz.

A efectividade do protocolo de imersão em hipoclorito de sódio a 5,25% durante 10 minutos na desinfecção de matérias de impressão como os silicones de adição foi novamente atestada por Samra e Bhide,(2010).

Por último, Vasconcellos *et al.*,(2012) concluíram que as impressões de PVS submetidas a hipoclorito de sódio a 1% durante 10 minutos revelaram uma boa estabilidade dimensional.

No presente estudo, o método de desinfecção escolhido foi a imersão em hipoclorito a 5,25% durante 10 minutos, pois para além, da evidência científica deste protocolo de desinfecção, este está de acordo com a ADA que preconiza, que as impressões não devem estar em contacto com o desinfectante durante mais que 30 minutos.

A concentração de hipoclorito escolhida, para este estudo, foi uma concentração alta porque permite um efeito desinfectante mais potente e eficaz, o que possibilita um menor tempo de exposição e consequentemente menor alteração do material.

Os métodos de desinfecção de impressões em medicina dentária têm vindo a evoluir e a serem modificados ao longo do tempo. A desinfecção com soluções desinfectantes, contrariamente á esterilização, não erradica na totalidade os microrganismos presentes nas impressões. Com o objectivo de eliminar qualquer hipótese de infecção cruzada entre médicos dentistas e técnicos de prótese, a esterilização em autoclave tem sido amplamente estudada.

Mandikos,(1998) numa revisão bibliográfica sobre os PVS, concluiu que para além deste material ter uma excelente precisão, recuperação elástica e estabilidade dimensional também podia ser desinfectado e esterilizado.

No entanto, um dos estudos referido por Mandikos (1998), sobre os efeitos da esterilização dos PVS, revela que a esterilização de impressões para trabalhos de reabilitação fixa deveria ser visto com preocupação apesar de terem verificado que é satisfatória quando se trata de reabilitação removível.

Posteriormente, Abdelaziz, Hassan e Hodges (2004), também realizaram uma investigação sobre a esterilização de elastómeros e verificaram que apesar de todos os métodos de esterilização estarem associados a uma redução de reprodutibilidade, esta não é estatisticamente significativa. Quanto á esterilização por autoclave a 115°C, concluíram que está normalmente associada a uma pequena contracção.

Kollefrath *et al.* (2010) efectuaram um estudo baseado em casos clínicos em que usaram um silicone de adição específico (AFFINS[®]), e comprovaram que a estabilidade dimensional do mesmo não parece estar comprometida quando submetido a autoclavagem a 134°C durante 18 minutos.

Mais recentemente, um estudo de Pimentel *et al.* (2014), sobre a influência da temperatura num material de impressão, utilizando a mesma gama de produtos referidos no estudo anterior e o mesmo processo de esterilização, também concluíram que a alteração da temperatura não tem influência na precisão do PVS.

Num estudo realizado em 2013, Al Kheraif, demonstrou que a autoclavagem de PVS a 134°C durante 5 minutos não aumenta significativamente a rugosidade da superfície nem provoca nenhum tipo de descoloração nos materiais de impressão, sendo portanto um método eficaz.

Nesta investigação a esterilização das amostras foi obtida por um processo de autoclavagem a 134°C durante 40 minutos. Apesar dos estudos referidos anteriormente terem ciclos mais curtos comparativamente com este, optámos por um ciclo de 40 minutos pois é o tempo correspondente a um ciclo completo do autoclave utilizado e para além disto o aumento do tempo apenas se reflectiu num aumento do tempo de secagem e não do tempo a 134°C.

Como já referido durante este trabalho, a norma ISO 4823:2000 afirma que as medições das amostras devem ser realizadas com um microscópio com, no mínimo, um alcance de 27 mm, precisão de, no mínimo, 0,01 mm e magnitude entre x4 a x12.

Vários foram os estudos que realizaram estas medições, contudo, os métodos de medição e aparelhos utilizados têm sido diversificados e tem vindo a evoluir ao longo do tempo.

A literatura mostra que foram utilizados microscópios de medição com diferentes magnitudes e precisões (Pimentel *et al.*, 2014; S. M. Silva & Salvador, 2004; Thouati *et al.*, 1996; Walker *et al.*, 2007), estereomicroscopia (Abdelaziz *et al.*, 2004), micrómetro com laser radial automático (Martin *et al.*, 2007) e ainda tomografia computadorizada expressa por um código de cores (Kollefrath *et al.*, 2010).

Para as medições efectuadas no nosso estudo foi utilizado um sistema laser interferométrico, o Interferómetro de Michelson que permite uma precisão de 0,00001mm bastante acima do exigido pela norma ISO. As medições por terem sido feitas segundo o Instituto Português da Qualidade, onde se encontra o dispositivo, dá um certificado de qualidade às mesmas.

Os tempos das medições foram estipulados a partir da literatura existente e por se coadunarem com os tempos praticados em medicina dentária, tendo em conta a disponibilidade do médico dentista e/ou do laboratório de prótese. Outro aspecto tido em consideração, é o facto de os PVS serem materiais com uma grande estabilidade dimensional o que permite a sua passagem a gesso até 1-2 semanas depois da impressão (Donovan & Chee, 2004; Hamalian *et al.*, 2011).

Foi definido que todas as amostras de silicone seriam vazadas a gesso após a última medição, com o objectivo de comprovar as alterações dimensionais nos modelos de gesso e a reprodutibilidade deste.

Neste trabalho os modelos de gesso foram obtidos com gesso tipo VI da marca Pro-Stone 21, na proporção de 100g para 21 ml água de acordo com o fabricante, com espatulação manual.

A escolha do tipo de gesso baseou-se na literatura pois a maioria dos artigos semelhantes também usaram o tipo VI (Adabo *et al.*, 1999; Amin *et al.*, 2009; Faria *et al.*, 2008; Fracaro *et al.*, 2007; Macário *et al.*, 2008; Vasconcellos *et al.*, 2012), e no facto deste tipo de gesso ser um dos mais utilizados na reabilitação fixa. Foi também tido em conta que, segundo a marca Pro-Stone 21, este gesso segue a norma ISO 6873 relativa a este material e a reduzida expansão (0,008%).

Quanto ao modo de espatulação, apesar de Macário *et al.* (2008), terem mostrado que a espatulação mecanizada a vácuo apresenta modelos de gesso com menores alterações dimensionais em relação a modelos obtidos pela espatulação manual e da literatura mostrar que a espatulação a vácuo é mais utilizada, por questões técnicas não foi possível realiza-la neste estudo. No entanto foi tido o máximo de cuidado para evitar a presença de bolhas nos modelos e ao longo do trabalho não se verificaram muitas.

Vários foram os estudos que avaliaram os modelos de gesso para ver o efeito da desinfecção e esterilização na precisão dimensional e na qualidade de superfície (Walker *et al.*, 2007).

Johnson *et al.* (1998), estudaram a estabilidade dimensional e a reprodutibilidade de vários modelos de gesso obtidos através de diversos materiais de impressão quando submetidos a diferentes desinfectantes. Concluíram que os gessos mais fieis, quer a nível de estabilidade quer a nível de qualidade de superfície, eram obtidos a partir de silicones de adição e poliéters quando submetidos a qualquer um dos desinfectantes em estudo.

Adabo *et al.* (1999) investigaram a reprodutibilidade e as alterações dimensionais em gessos obtidos a partir de silicones de adição e um poliéter, após desinfecção em várias soluções, como o hipoclorito de sódio a 5,25% durante 10 minutos. Posteriormente, todas as amostras foram passadas a gesso. Os resultados mostraram uma ligeira expansão dos modelos de gesso em relação ao modelo inicial. No entanto, esta alteração não foi significativa mostrando que a interacção entre o material e o desinfectante não foi relevante.

Abdelaziz *et al.* (2004), testaram a estabilidade dimensional de silicones de adição e poliéteres após diferentes técnicas de esterilização, entre elas, o autoclave e avaliaram

os modelos de gesso obtidos. Concluíram que, apesar das amostras submetidas a esterilização em autoclave demonstrarem um grau de contracção mínimo, a esterilização das impressões dificulta a passagem destas a gesso porque diminui a molhabilidade do material. A diminuição da molhabilidade levou á obtenção de modelos de gesso com medidas significativamente diferentes do molde original. Verificaram ainda que a utilização de surfactantes tópicos depois da esterilização ajuda a recuperar a molhabilidade do material.

Faria *et al.*(2008), verificaram que diferentes materiais de impressão e diferentes técnicas de impressão influenciam a precisão dos modelos de gesso em que os silicones de adição e os poliéter são os materiais mais fieis.

Amin *et al.* (2009) concluíram que os modelos de gesso obtidos a partir de silicones de adição descontaminados com diversos desinfectantes, inclusivamente soluções de hipoclorito a 1% e 0,5%, eram os que apresentavam uma dimensão mais próxima da matriz original, quando comparados com outros materiais de impressão. Referiram ainda que esta alteração se devia a uma ligeira dilatação marginal do silicone e que era clinicamente insignificante.

Analisando os resultados obtidos, é possível verificar que o silicone de adição Imprint 4 Penta Putty, tem um comportamento significativamente distinto perante uma desinfecção por acção química com hipoclorito de sódio a 5,25% ou perante a esterilização com autoclave.

As amostras de silicone dos grupos Controlo, Hipoclorito e Autoclave aparentam sofrer alterações dimensionais médias positivas, sugerindo um comportamento expansivo do material. Nestes grupos, a alteração dimensional foi sendo sempre crescente ao longo do tempo e as diferenças mais acentuadas surgiram na passagem das 24 horas para 1semana. Ao longo dos diferentes tempos, os valores mais baixos de alteração dimensional foram verificados em T=0 e os mais altos em T=1Sem.

O grupo Controlo foi o que obteve melhor estabilidade dimensional até T=24h. Após este período o grupo que passou a revelar menor alteração foi o Hipoclorito. O grupo Autoclave apresentou sempre os maiores valores de alteração dimensional ao longo de todos os tempos.

Apesar de todos os grupos terem sofrido alterações dimensionais ao longo dos tempos, a única que foi estatisticamente significativa ocorreu no grupo Autoclave.

O grupo Controlo em T=0 corresponde ao grupo com menor alteração dimensional. Em T= 24h, este grupo continua a representar a menor alteração dimensional apesar das amostras sofrerem uma ligeira alteração. Em T= 1Sem dá-se um aumento mais acentuado da alteração dimensional provocado pela expansão sofrida pelas amostras deste grupo deixando assim de ser o grupo com menor alteração neste tempo.

O grupo Hipoclorito em T=0, Tm e T=24h apresentava valores de alteração dimensional ligeiramente superiores ao do grupo Controlo mas bastante inferiores ao grupo autoclave. Após desinfecção com hipoclorito as amostras revelam uma ligeira expansão devido á imersão em hipoclorito. No entanto este grupo mostra ser o grupo com menor diferença entre os valores de Tm e T=24h. Após uma semana em T= 1Sem, este grupo foi o que apresentou o menor valor de alteração dimensional dos três. Este comportamento do material sugere que após desinfecção química com hipoclorito de sódio devemos tentar realizar o vazamento durante as primeiras 24 horas.

O grupo Autoclave foi o único que apresentou diferenças estatisticamente significativas. Em todos os tempos apresentou os maiores valores de alteração em relação aos outros grupos. Entre T=0 e Tm, houve um marcado aumento da alteração da dimensão quando comparado com os restantes grupos no mesmo período. Isto tornou-se ainda mais relevante nas medições seguintes, em que o material manifestou menor estabilidade dimensional, havendo nesse seguimento uma maior expansão até ao T= 1 Sem.

Quanto aos resultados obtidos nos modelos de gesso, os três grupos também apresentam alterações dimensionais médias positivas em relação à matriz, sugerindo um comportamento expansivo do material, apoiando os resultados obtidos nas amostras de silicone.

É possível verificar que nos três grupos a alteração dimensional teve inicialmente um decréscimo acentuado até T=24h onde se obteve modelos de gesso dimensionalmente mais próximos da matriz. Na passagem das 24 horas para 1semana verificou-se um aumento da alteração dimensional nos modelos em todos os grupos.

O grupo Hipoclorito foi o que apresentou em todos os tempos a menor alteração dimensional. Já no grupo Autoclave verificaram-se os maiores valores de alteração em todos tempos.

Apesar de todos os grupos terem sofrido alterações dimensionais ao longo dos tempos, em nenhum destes as alterações dimensionais foram estatisticamente significativa.

O grupo Controlo em Tm apresentou um valor inicial bastante superior ao obtido pelo Hipoclorito e mais próximo da alteração apresentada pelo grupo Autoclave. Em T=24h as amostras de gesso apresentaram valores de alteração bastante menores do que os iniciais. Em T=1 semana, foi verificado um aumento da alteração dimensional havendo uma aproximação ao valor obtido pelo grupo Hipoclorito no mesmo tempo.

O grupo Hipoclorito apresentou, em todos os tempos, valores bastante mais baixos que os restantes grupos. Após 24 horas houve um decréscimo acentuado, que representa o menor valor de alteração conseguido por qualquer um dos grupos nos diferentes tempos. Nos gessos a 1 semana verificou-se um aumento acentuado da alteração dimensional ultrapassando ligeiramente o valor em Tm.

O grupo Autoclave apresentou em todos os tempos a maior alteração de todos os grupos. Em T=24h foi atingido o valor mais baixo do grupo Autoclave. Ao fim de 1 semana os modelos de gesso demostraram um aumento acentuado da alteração dimensional correspondendo à maior percentagem de alteração dimensional verificada em todos os grupos com o valor de 0,3948% .

Com isto, podemos afirmar que as amostras de silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM), têm um comportamento expansivo ao longo do tempo tanto no grupo Controlo, como nos grupos Hipoclorito e Autoclave.

Segundo a norma ISO 4823:2000 (tabela-1 em anexo), para um material tipo 0, que corresponde ao material em estudo, a alteração dimensional linear máxima deverá corresponder a 1,5% para ser clinicamente significativa.

Analisando esta norma standard e o valor que possui para o significado clínico das alterações dimensionais, verifica-se que o silicone em teste, em nenhum dos grupos apresentou resultados superiores a 0,576% para as amostras de silicone. Este facto

revela-nos que não há discrepâncias clinicamente significativas entre os valores obtidos nas amostras de silicone e a medida da matriz metálica

É ainda de notar que a autoclavagem provoca uma discrepância mais marcada nas amostras de silicone do que o tratamento com hipoclorito de sódio a 5,25% ao longo de todos os tempos. Contudo, verificou-se que é possível submeter o Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM) a autoclavagem e mesmo assim obtermos modelos de gesso com dimensões aceitáveis.

Ainda podemos afirmar que as amostras de silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM) devem ser corridas a gesso após 24 horas da tomada da impressão, de forma a ter uma menor alteração dimensional.

Também foi possível verificar que as alterações verificadas nos silicones são maiores do que as encontradas nos modelos de gesso, havendo assim uma aproximação dos modelos de gesso as matrizes.

CONCLUSÃO

O silicone Imprint 4 Penta Putty apresenta alterações dimensionais quando não é sujeito a nenhum tipo de desinfecção ou esterilização, quando submetido a desinfecção com hipoclorito de sódio a 5,25% e quando sujeito a autoclavagem. Rejeitando-se assim a hipótese nula proposta em relação ao silicone.

Estas alterações são positivas concluindo-se assim um comportamento expansivo do material. As maiores alterações foram encontradas no grupo Autoclave em todos os tempos, sendo que o método de desinfecção com hipoclorito foi o que demonstrou maior estabilidade ao longo do tempo.

Segundo a norma ISO 4823:2000, apesar de se terem verificado alterações dimensionais das amostras de silicone em todos os tempos por todos os grupos, nenhuma destas é clinicamente significativa pois os valores são sempre inferiores a 1,5%.

Quanto aos modelos de gesso obtidos a partir do silicone Imprint 4 Penta Putty quando não sujeitos a nenhum tipo de desinfecção ou esterilização, ou quando são submetido a desinfecção com hipoclorito de sódio a 5,25% ou quando sujeito a autoclavagem, pode-se afirmar que também se verificaram sempre alterações dimensionais. Rejeitando-se assim a hipótese nula em relação aos modelos de gesso.

Os modelos de gesso com maiores alterações foram encontradas no grupo Autoclave em todos os tempos e os mais estáveis foram conseguidos no grupo Hipoclorito às 24 horas. Conclui-se ainda que as amostras de silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPETM) devem ser passadas a gesso 24 horas depois da tomada da impressão pois neste período mostram ter uma menor alteração dimensional.

Quando comparadas as alterações sofridas pelas amostras de silicone e modelos de gesso, foi possível verificar que estas alterações são maiores nos silicones do que as encontradas nos gessos, havendo assim uma aproximação deste às matrizes iniciais.

Em conclusão, podemos dizer que em qualquer dos métodos utilizados para a desinfecção dos silicones não se produzem alterações significativas nos mesmos. No entanto, na transferência da impressão para o gesso necessitamos de outros estudos, nomeadamente de estudos com uma arcada completa, a fim de se poder ver se as alterações tridimensionais dos modelos de gesso são ou não clinicamente significativas.

BIBLIOGRAFIA

Abdelaziz, K. M., Hassan, A. M., & Hodges, J. S. (2004). Reproducibility of sterilized rubber impressions. *Brazilian Dental Journal*, 15(3), 209–13. doi:/S0103-64402004000300009

Accetta, D., & Poubel, L. (2010). Importância do conhecimento das propriedades de três materiais de moldagem (siliconas e poliéter). *Revista Fulminense de Odontologia*, jul/Dez(34), 55–60.

Adabo, G. L., Zanarotti, E., Fonseca, R., & Cruz, C. (1999). effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, 81(5), 621–624.

Al Kheraif, A. A. (2013). Surface roughness Introdução of polyvinyl siloxane impression materials following chemical disinfection, autoclave and microwave sterilization. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(3), 483–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24171994>

Alves-Rezende, M., & Lorenzato, F. (1999). EFEITO DA DESINFECÇÃO POR AEROSSÓIS SOBRE A CAPACIDADE DE UMEDECIMENTO DE MOLDES DE POLIÉTER POR GESSO TIPO IV. *Rev Odontol Univ São Paulo*, 13(4 out./dez.), 363–367. Retrieved from <http://www.scielo.br/pdf/rousp/v13n4/13n4a07.pdf>

Amin, W. M., Al-Ali, M. H., Al Tarawneh, S. K., Taha, S. T., Saleh, M. W., & Ereifij, N. (2009). The effects of disinfectants on dimensional accuracy and surface quality of impression materials and gypsum casts. *Journal of Clinical Medicine Research*, 1(2), 81–9. doi:10.4021/jocmr2009.04.1235

Anusavice, kenneth J. (2003). *Phillips` Science of dental Materials*. (Saunder, Ed.) (eleventh., pp. 205–253).

Anusavice, kenneth J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips`Science of Dental Materials* (12^o edição.). Elsevier.

Correia, R. (2009). *Infecção Cruzada em Medicina Dentária: Teorias e praticas para redução do risco de transmissão* (pp. 1–3).

Craig, R. G., & Powers, J. M. (2002). “*Impression Materials – Chapter 12*” in *Restorative Dental Materials* (11^a ed., pp. 329–390). Texas: Mosby.

Donovan, T. E., & Chee, W. W. L. (2004). A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*, 48, 445–470.

Faria, A. C. L., Rodrigues, R. C. S., Macedo, A. P., Mattos, M. D. G. C. De, & Ribeiro, R. F. (2008). Accuracy of stone casts obtained by different impression materials.

Brazilian Oral Research, 22(4), 293–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19148382>

Ferreira, A. R., Henrique, J., & Pinto, N. (2000). Determinação da magnitude de expansão de alguns tipos de gesso. *Salusvita*, 19(2), 29–39.

Filho, L. E. R., Muench, A., Francci, C., Luebke, A. K., & Traina, A. A. (2003). The influence of handling on the elasticity of addition silicone putties Influência da manipulação na elasticidade de siliconas de adição, 17(3).

Fracaro, G., Juchem, C., Correa, M., & Samuel, S. (2007). A influencia da imersão em acido peracético sobre a reprodução de detalhe e compatibilidade dos elastomeros com o gesso. *Revista Odonto Ciencia- Fac. Odonto/PUCRS*, 22(55), 61–65.

Goiato, M. C., & Guiotti, A. M. (2003). Influência da Desinfecção Química de dois tipos de silicone na alteração dimensional e manutenção de detalhes em modelos de gesso. *Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratoria*, 5(27), 373–379.

Goiato, M. C., Mancuso, D. N., & Guiotti, A. M. (2005). Alteração Dimensional e Manutenção dos Detalhes de um Silicone Facial sobre a Influência do Tempo de Armazenagem , Tipos de Pigmentação a 1 % e da Ação da Desinfecção. *Rev Int Cir Traumatol Bucomaxilofacial*, 3(9), 39–47.

Greco, G. D., Góes, I., Ferreira, J. C., & Leite Greco, A. (2009). ANÁLISE DAS ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS DE MODELOS DE GESSO OBTIDOS COM SILICONES DE ADIÇÃO , EM MÚLTIPLOS VAZAMENTOS, 5(2), 53–57.

Guiotti, A. M., & Goiato, M. C. (2004). Silicones para próteses faciais : efeito da desinfecção química sobre dimensão e superfície – Parte II. *Cienc. Odontol Bras*, 7(1 jan/mar), 93–103.

Guler, U., Canay, S., Akyon, Y., Budak, Y., Ruh, E., & Ocal, Y. (2013). Effect of mixing techniques on bacterial attachment and disinfection time of polyether impression material. *European Journal of Dentistry*, 7(5), 54–59. doi:10.4103/1305-7456.119074

Hamalian, T. A., Nasr, E., & Chidiac, J. J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 20(2), 153–60. doi:10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x

Herrera, S. P., & Merchant, V. A. (1986). Dimensional stability of dental impressions after immersion disinfection. *J Am Dent Assoc*, 113(3), 419–422.

Hiraguchi, H., Kaketani, M., Hirose, H., Kikuchi, H., & Yoneyama, T. (2013). Dimensional changes in stone casts resulting from long-term immersion of addition-type silicone rubber impressions in disinfectant solutions. *Dental Materials Journal*, 32(3), 361–366. doi:10.4012/dmj.2012-159

ISO, 4823:2000. (n.d.). EN ISO 4823:2000 - Dentistry: Elastomeric impression materials, European Committee for Standardization.

Ivanovski, S., Savage, N. W., Brockhurst, P. J., & Bird, P. S. (1995). Disinfection of dental stone casts: antimicrobial effects and physical property alterations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 11(1), 19–23. doi:10.1016/0109-5641(95)80004-2

Johnson, G., Chellis, K., Gordon, G., & Lepe, X. (1998). Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *The Journal of Prosthetic ...*, 79(4), 446–453. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239139870160X>

Kohn, W. G., Harte, J. a, Malvitz, D. M., Collins, A. S., Cleveland, J. L., & Eklund, K. J. (2003). Guidelines for infection control in dental health care settings-Recommendation and Reports December 19-2003. In *Morbidity am Mortality Weekly Report* (Vol. 135, pp. 33–47). Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14959873>

Kollefrath, R., Savary, M., & Schwela, J. (2010). An evaluation of the fit of metal-ceramic restorations made with an autoclaved silicone-based impression material. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 11(4, july), 63–70. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20953566>

Kotsiomi, E., Tziolla, A., & Hatjivasiliou, K. (2008). Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(4), 291–9. doi:10.1111/j.1365-2842.2007.01771.x

Kumar, R. N., Reddy, S. M., Karthigeyan, S., Punithavathy, R., Karthik, K. S., & Manikandan, R. (2012). The effect of repeated immersion of gypsum cast in sodium hypochlorite and glutaraldehyde on its physical properties: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci.*, 4(2), 353–357.

Lawson, N. C., Burgess, J. O., & Litaker, M. S. (2008). Tensile elastic recovery of elastomeric impression materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 29–33. doi:10.1016/S0022-3913(08)60131-6

Lepe, X., & Johnson, G. (1997). Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(3), 245–249. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391397700210>

Lepe, X., Johnson, G. H., Berg, J. C., & Aw, T. C. (1998). Effect of mixing technique on surface characteristics of impression materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(5), 495–502.

Levartovsky, S., Levy, G., Brosh, T., Harel, N., Ganor, Y., & Pilo, R. (2013). Dimensional stability of polyvinyl siloxane impression material reproducing the sulcular area. *Dental Materials Journal*, 32(1), 25–31. doi:10.4012/dmj.2012-046

Linhares, S., Maciel, R., Silva, A., Gallito, M. A., & Rozário, H. (2010). Desinfecção de Moldagens na Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia de Campos. *Revista Fulminense de Odontologia*, Jul/Dez(36-42).

- Macário, C. S., Góis, G. de A., Rodrigues, R. A., Barros, H. P., & Sousa, R. S. de V. (2008). Avaliação da Alteração Dimensional em Modelos de Gesso Tipo IV Obtidos a Partir de Moldes de Silicona de Adição após Desinfecção por Imersão em Glutaraldeído a 2%. *Pesquisa Brasileira Em Odontopediatria E Clínica Integrada*, 8(3), 315–319. doi:10.4034/1519.0501.2008.0083.0010
- Mandikos, M. N. (1998). Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J*, 43(6), 428–434.
- Martin, N., Martin, M. V., & Jedynekiewicz, N. M. (2007). The dimensional stability of dental impression materials following immersion in disinfecting solutions. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 23(6), 760–8. doi:10.1016/j.dental.2007.01.004
- McCarthy, G. M., & MacDonald, J. K. (1998). Improved compliance with recommended infection control practices in the dental office between 1994 and 1995. *American Journal of Infection Control*, 26(1), 24–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9503109>
- Melilli, D., Rallo, A., Cassaro, A., & Pizzo, G. (2008). The effect of immersion disinfection procedures on dimensional stability of two elastomeric impression materials. *Journal of Oral Science*, 50(4), 441–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19106472>
- Mendonça, M., Rafael, R., Camilotti, V., Menolli, R., Sicoli, E., & Teixeira, N. (2013). Microbiological evaluation of ultrasonic nebulization for disinfecting dental impressions. *General Dentistry*, July, 10–13. Retrieved from <http://europepmc.org/abstract/MED/23823336>
- Millar, B. (1999). Dimensional stability of addition cured silicone impression following autoclave. *J Dent Res.*, 78(5).
- Mitchell, D. L., Hariri, N. M., Duncanson, M. G., Jacobsen, N. L., & McCallum, R. E. (1997). Quantitative study of bacterial colonization of dental casts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(5), 518–21. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9399197>
- Moura, C. D. V., Moura, W., França, F. M. G., Martins, G. A., Zanetti, R. V., & Nogueira, L. (2010). Disinfection of irreversible hydrocolloid impressions with sodium hypochlorite steam: Assessment of surface roughness and dimensions of gypsum models. *Rev. Odonto Ciênc.*, 25(3), 276–281.
- Nassar, U., Oko, A., Adeeb, S., El-Rich, M., & Flores-Mir, C. (2013). An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 172–8. doi:10.1016/S0022-3913(13)60038-4
- Nishioka, R. S., Almeida, E. E. S., Adreata Filho, O., & Balducci, I. (2000). Avaliação da alteração dimensional entre um silicone de polimerização por adição e outro por

condensação. *Rev Odontol.UNESP, São Paulo*, 29, 93–104. Retrieved from <http://www.revodontolunesp.com.br/files/v29n1-2/v29n1a07.pdf>

Nishioka, R. S., Karine, L., Mesquita, A., Eduardo, A., & Ivan, B. (2004). Estudo comparativo da alteração dimensional entre um silicone convencional e um de auto-mistura polimerizados por reação de condensação Comparative study of dimensional changes between a conventional and an automixed condensation silicone, 45–51.

Noort, R. Van. (2007). *Introduction to Dental Materials*. (E. Limited, Ed.) (3^o edição., pp. 186– 215). Reino unido.

O'Brien, W. J. (2008). *Dental Materials and their Selection* (fourth., pp. 91–105). Quintessence Publishing Co, Inc.

Peixoto, R., Sander, H., Couto, P., Diniz, L., Araújo, P., Santos, V., & Poletto, L. (2007). Análisis de la eficacia de agentes químicos de desinfección en materiales elastoméricos. *Acta Odontol. Venez*, 45(1 Caracas).

Pimentel, L., Portugal, J., Vasconcelos, M., Rocha, P., & Sampaio-Fernandes, J. C. (2014). Influência do tratamento térmico na precisão de um silicone de adic , ão autoclavável. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 55(1), 43–48. doi:10.1016/j.rpemd.2013.10.003

Powers, J. M., & Sakagushi, R. L. (2006). “*Elastomeric Impression Materials*” in *Craig's Restorative Dental Materials* (12th ed., pp. 283–289). EUA: Elsevier.

Rios, P., Morgano, S. M., Stein, R. S., & Rose, L. (1996). Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the dental impression complex. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(4), 356–362.

Samra, R. K., & Bhide, S. V. (2010). Efficacy of different disinfectant systems on alginate and addition silicone impression materials of Indian and international origin: a comparative evaluation. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(3), 182–9. doi:10.1007/s13191-010-0040-y

Sansiviero, A., Bauer, J., Masuda, M., Sigemori, R., Oliveira, M., Junior, C. T., & Silva, M. (2008). Expansão de presa de gesso tipo IV (pedra) de alta resistência em diferentes técnicas de manipulação e marcas diversas. *Conscientiae Saúde*, 7(3), 373–378.

Saraiva, F., Dias, R., & Gentil, S. (n.d.). Calibração de Sistemas Laser Interferométrico em Distancias no laboratório de Cumprimento. In *lab. Central de Metrlogia, Instituto Portugues da Qualidade* (pp. 1–5).

Shiozawa, M., Takahashi, H., Finger, W. J., & Iwasaki, N. (2013). Effects of the space for wash materials on sulcus depth reproduction with addition-curing silicone using two-step putty-wash technique, 32(1), 150–155. doi:10.4012/dmj.2012-228

Silva, M. ., Vidal, C. ., & Bruno, C. . (2005). avaliação da silicona de condensação decorrente ao tempo de armazenamento do modelo. *Revista Faculdade de Odontologia de Valença*, (7), 40–45.

Silva, S. M., & Salvador, M. C. (2004). EFFECT OF THE DISINFECTION TECHNIQUE ON THE LINEAR DIMENSIONAL STABILITY of dental impression materials. *Journal of Applied Oral Science*, 12(3), 244–249.

Thomas, M. V., Jarboe, G., & Frazer, R. Q. (2008). Infection control in the dental office. *Dent Clin North Am*, 52(3), 609–628.

Thouati, A., Deveau, E., Iost, A., & Behin, P. (1996). Dimensional stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(1), 8–14. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8814627>

Tullner, J. B., Commette, J. A., & Moon, P. C. (1988). Linear dimensional changes in dental impressions after immersion in disinfectant solutions. *J Prosthet Dent*, 60(6), 725–728.

Vasconcellos, F. E. C., Andreiuolo, R. F., Sabrosa, C. E., Neisser, M. P., & Rego, M. A. do. (2012). Estabilidade dimensional de modelos obtidos com poliéter e silicone de adição após desinfecção com ácido peracético e hipoclorito de sódio. *Rev. Bras. Odontol.*, 69(1), 55–60. Retrieved from <http://revista.aborj.org.br/index.php/rbo/article/viewArticle/370>

Walker, M. P., Rondeau, M., Petrie, C., Tasca, A., & Williams, K. (2007). Surface quality and long-term dimensional stability of current elastomeric impression materials after disinfection. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 16(5), 343–51. doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00206.x

Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, B., Yilmaz, C., & Semiz, M. (2007). Effect of disinfection on the dimensional stability of polyether impression materials. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 16(6), 473–9. doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00235.x

ANEXOS